



TITLE:

医学診断用X線スペクトルの測定と
その写真効果に関する研究(
Dissertation_全文)

AUTHOR(S):

松本, 政雄

CITATION:

松本, 政雄. 医学診断用X線スペクトルの測定とその写真効果に関する
研究. 京都大学, 1992, 博士(工学)

ISSUE DATE:

1992-03-23

URL:

<https://doi.org/10.11501/3088594>

RIGHT:

②

医学診断用 X 線スペクトルの測定と その写真効果に関する研究

1991年

松 本 政 雄

目 次

第 1 章	序 論	1
1.1	医療被曝と許容線量の変遷	1
1.2	患者の被曝線量低減の歴史と問題点	3
1.3	X線スペクトルの測定と画質評価の歴史と問題点	6
1.3.1	医学診断用 X線スペクトルの測定	6
1.3.2	X線写真の画質評価	7
1.4	本研究の目的と意義	9
1.5	本研究の内容	11
第 2 章	医学診断用 X線スペクトルの測定法	13
2.1	まえがき	13
2.2	発生 X線の光子フルエンス率の低減法	14
2.3	被写体透過前後の X線スペクトル測定法	16
2.3.1	被写体	16
2.3.2	Ge 検出器の特性	19
2.3.2.1	感度測定	19
2.3.2.2	感度中心と感度均一領域の決定	22
2.3.3	X線スペクトル測定装置	24
2.3.4	Ge 検出器の光子計数率の調整法	25
2.4	測定した X線スペクトルの補正法	27
2.4.1	Ge 結晶の単色線レスポンス関数	27
2.4.2	補正法	31
2.5	まとめ	32
第 3 章	X線スペクトルと線量減弱曲線に及ぼす 管電圧脈動率の効果	33
3.1	まえがき	33

3.2	光子スペクトルからエネルギースペクトルと 照射線量スペクトルへの変換	34
3.3	Kramers の理論を用いた X 線スペクトルの計算	37
3.4	測定スペクトルと理論スペクトルの比較	39
3.5	X 線スペクトルの管電圧脈動率依存性	43
3.5.1	被写体が Al の場合	43
3.5.2	被写体がアクリルの場合	43
3.6	線量減弱曲線の管電圧脈動率依存性	50
3.6.1	被写体が Al の場合	50
3.6.2	被写体がアクリルの場合	53
3.7	まとめ	53
第 4 章	X 線写真の画質と患者の被曝線量に及ぼす 管電圧脈動率の効果	55
4.1	まえがき	55
4.2	増感紙の蛍光量減弱曲線	56
4.3	同じ写真濃度にするための mAs 比の求め方	70
4.3.1	X 線スペクトルからの計算	70
4.3.2	X 線写真を用いた直接測定	71
4.4	同じ写真濃度にするための被写体表面での 照射線量の求め方	72
4.4.1	X 線スペクトルからの計算	72
4.4.2	X 線写真と線量計を用いた測定	73
4.5	結果と考察	74
4.5.1	同じ写真濃度にするための mAs 値の 管電圧脈動率依存性	74
4.5.2	同じ写真濃度にするための mAs 値と X 線写真の 鮮鋭度 (運動によるぼけ) との関係	74
4.5.3	同じ写真濃度にするための被写体表面での 照射線量の管電圧脈動率依存性	76

4.5.4	写真コントラストに対する管電圧脈動率の効果	77
4.6	まとめ	81

第 5 章	情報スペクトルを用いた X 線写真撮影系の性能と 画質の総合評価	82
5.1	まえがき	82
5.2	情報スペクトルの定義	84
5.3	情報スペクトルの計算法	84
5.3.1	信号の標準偏差	84
5.3.2	X 線写真撮影系の全 MTF	86
5.3.3	情報スペクトルの計算	87
5.4	X 線写真撮影系の性能評価と画質評価への応用	88
5.5	適用例	89
5.5.1	脳血管と胆のうの X 線写真撮影系	89
5.5.1.1	ビーズ	91
5.5.1.2	針のエッジ	92
5.5.2	拡大 X 線写真撮影系	93
5.5.3	乳房 X 線写真撮影系	95
5.5.4	骨部精密 X 線写真撮影系	95
5.5.4.1	薄い部位	95
5.5.4.2	厚い部位	100
5.6	まとめ	103

第 6 章	被写体の運動を含めた情報スペクトル	105
6.1	まえがき	105
6.2	被写体の運動によるぼけの MTF	106
6.3	被写体の運動によるぼけを含めた全 MTF	107
6.4	情報スペクトルを用いた総合評価	108
6.4.1	低コントラスト被写体の検出能の評価	108
6.4.2	高コントラスト被写体の鮮鋭度の評価	110

6.5 適用例 1	111
6.5.1 全空間周波数領域の情報スペクトルが同じ場合	111
6.5.2 低空間周波数領域の情報スペクトルが同じ場合	114
6.5.3 高空間周波数領域の情報スペクトルが同じ場合	117
6.6 適用例 2	121
6.6.1 画質の要因に及ぼす管電圧脈動率の効果	121
6.6.2 被写体の運動によるぼけの MTF の 管電圧脈動率依存性	122
6.6.3 情報スペクトルの管電圧脈動率依存性	124
6.7 まとめ	126
第 7 章 結 論	127
謝 辞	131
参考文献	132

1.1 医療被曝と許容線量の変遷

世界で最初の人体の X 線写真は、Röntgen が X 線の発見を発表した時に、夫人の手を撮影した写真であった¹⁾。以来、1 世紀近くにわたり、X 線の医学診断への応用は急速に発展し、人類の福祉に大きく貢献してきた。一方で、X 線の人体被曝の害も少しずつ認識されるようになり、医療被曝の低減について国際放射線防護委員会 (ICRP: International Commission on Radiological Protection) で長年にわたって議論されている。一方、X 線写真撮影では、患者の被曝線量^{*1}を減らそうとすると、X 線光子が減少して統計変動の割合が増加するので、画質が低下するという問題が生じてきた。この問題を解決し、患者の被曝線量を低減させて、しかも X 線写真の画質を向上させることが重要な研究課題となっている。

医療被曝に関する歴史を振り返るとき、1950 年代までは職業人 (検者) の被曝、言い換えると、少人数大線量が主体であった。その後、防護施設の改善と検査量の増大に伴って、公衆 (被検者) の被曝、すなわち多人数少量被曝が問題になり、現在に至っている。職業人に対する許容線量^{*2}の変遷を 1.1 表に示す²⁾。

ICRP は、従来から職業人と公衆の被曝について勧告しているが、医療被曝についても、1969 年に『X 線診断における患者の防護』を採択し、Publication 16 として公表している^{3), 4)}。1977 年には、主勧告を Publication 26 として公表している⁵⁾。これは、線量当量制

*1 X 線撮影時の患者の被曝線量 (物理量として線量当量を使う) は、幾何学的配置が変わらなければ、皮膚表面位置での照射線量に近似的に比例する。

*2 許容線量とは、『現在の知識に照らして生涯のいずれの時期にも感知されうる程度の身体的障害を起こさないとされる電離放射線の量』と定義されている。

1.1表 職業人に対する許容線量の変遷²⁾

年代	発 表 者	線 量	摘 要
1902	ロリンズ	10 R/日	写真乾板のかぶらない量
1915	英レントゲン協会	—	X線防護の必要性を勧告
1921	英レントゲンおよびラジウム防護委員会	—	最大耐容量の決定について考慮
1922	米レントゲン協会	—	防護について決める
1925	ムッチェラー	0.2 R/日	施設と従事者の障害調査に基づく
1928	国際X線およびラジウム防護委員会	—	数値的結論にいたらず
1931	米X線およびラジウム防護諮問委員会	0.2 R/日	
1936	国際X線およびラジウム防護委員会	0.2 R/日 (1 R/週)	
1936	米X線およびラジウム防護委員会	0.1 R/日に改訂	高圧X線装置普及のため造血臓器に対する影響を重視
1950	国際放射線防護委員会勧告	0.3 rem/週	主として造血臓器を問題とし、また初めて最大許容線量という表現を使う
1954	同 上	0.3 rem/週 (15 rem/年)	造血臓器のほかに、水晶体、生殖腺についても考慮する
1958	同 上	5 rem/年 (3 rem/13週)	遺伝的影響を考慮する。放射線作業従事者に蓄積される最大許容総線量: $D=5(N-18)\text{rem}$ Nは年齢
1965	同 上	同 上	目的:放射線の急性効果を防止し、かつ晩発性効果の危険を容認できるレベルにまで制限すること $D=5(N-18)\text{rem}$
1977	同 上	50 mSv/年 (5 rem/年)	最大許容線量を線量当量限度に変更、目的の変更、線量制限体系の勧告 (正当化、最適化、線量限度)

注) 現在では、SI単位系の Sv(シーベルト)を使う。1Sv=100rem.

限体系* を取り入れた画期的なものであった。1982年に、Publication 16 を改訂し、Publication 34を公表している⁶⁾。しかし、それでも医療被曝線量は線量当量体系の中には含まれていない。その理由は、①X線による利益がはっきりしている、②医療目的を達するのに必要な被曝線量は個々の事例によるので一定の限度を設けることは困難である、ということである。

しかし、医療被曝についても不必要な被曝を避け、医療上の利益

* この体系は、それまでの最大許容線量及び線量限界の表現を線量当量限界に改め、『合理的に達成できる限り低く』被曝線量を抑えることを強調している。

を損なわない範囲で、最低量に制限することは当然である。現在の医療被曝の具体例を示すと、1977年の米国の調査⁷⁾で『X線検査におけるX線ビーム中の代表的な皮膚線量』の中の胃・十二指腸撮影で、1照射当たり平均 0.9rem、1検査当たり平均 1.7rem も被曝していることが示されてある。この値が、1.1表の 5rem/年と比べて、いかに多いか明らかである。

1.2 患者の被曝線量低減の歴史と問題点

X線写真撮影系は、(1)線源、(2)被写体、(3)記録系から成るが、被曝線量を低減させる手段として、今迄は(3)の記録系の感度を上げることによって重点を置いてきた。以下、それぞれについて述べる。

(1) 線源

X線の線源は、通常W陽極のX線管である。これから放射されるX線の線質は、スペクトル分布が未だに確定されていないため、半価層^{*1} (HLV: Half Value Layer) あるいは、実効エネルギー^{*2}といった透過力の尺度を使って表現しているが、時には、管電圧(X線管に印加するピーク電圧)とAl等価フィルタの厚さで表わすことがある。線質に関係する因子は、管電圧、管電圧波形及びフィルタの三つを従来から考えている⁸⁾。

管電圧が高くなると、X線の人体での透過力は増大するので、記録系に入射する線量を一定とすれば、被曝線量は管電圧が高い方が少なくなる。例えば、管電圧46kVの時の被曝線量を100%とすれば、70kVでは、25%と急激に減少する⁸⁾。しかし、管電圧を高くするとX線写真のラチチュードは広がるが、コントラストは悪くなる。

管電圧波形は、高電圧発生装置の電源方式が異なると変化する。

*1 X線が均一な吸収物質を通過するとき、その量(強さ)が半減する厚さのことである。通常、吸収物質はAlを使用する。

*2 連続X線の半価層と等しい半価層を持つ単一エネルギーの光子のエネルギーのことである。

単相自己整流、単相半波整流、単相全波整流のように、電圧が0から最高値まで変化する波形よりも、三相全波整流のように脈動の小さい波形の方が、電圧の平均値が高くなり、透過力が大きくなるので被曝線量が減少する。理想的には、脈動のない直流が一番良いが一般の病院で利用できる低コストの小形大容量の直流高圧電源は未だ開発されていない。現在、その試みとして、単相電源とDC-DCコンバータ、インバータ回路などを使って、周波数を高くして、管電圧を直流に近づける装置が実用化されつつある⁹⁾。しかし、まだ、容量が小さく脈動率が大きいので、現状では、脈動率が最も小さい三相全波整流X線発生装置(高電圧発生装置 800万円、X線管 200万円)が多く使用されている。

管電圧波形と画質の関係は、脈動率が小さい波形の方が、撮影時間が短いので、被写体の運動によるぼけが小さくなり、画質が良いといわれているが、この関係を定量的に調べた研究は少ない。

X線管の焦点と画質との関係であるが、焦点は点ではなく熱容量の関係からある大きさが必要である。そのため、X線写真では焦点の半影によるぼけが生じて画質が低下する。この焦点によるぼけを小さくするには、焦点を小さくして、焦点-フィルム間距離を長くし、さらに、被写体-フィルム間距離を短くすればよい。しかし、こうすると、焦点の熱容量が小さくなり、撮影に必要な照射線量率が得られないので、あまり焦点を小さくできない。また、焦点-フィルム間距離を長くするには、照射線量率を大きくする必要があり、そのためには焦点が大きくなるという相反する関係がある。

フィルタは、X線の低エネルギー部分を選択的に減弱する。もしそうしなければ、大部分が患者の体内で吸収される。例えば、フィルタに1mm厚のAlを使用した時の被曝線量を100%とすれば、3mm厚のAlのフィルタを使用すると、被曝線量は50%に低減できる。しかし、フィルタを厚くすると、照射線量率が減るので、それを補うために管電流を増加させる必要が生じる。これは、管球及び発生装置の容量に制限があるので、双方の兼ね合いから適当なフィルタの厚

さが決まる。ICRPの勧告⁵⁾では、管電圧70kV以下でAl 1.5mm以上、70～100kVでAl 2.0mm以上、100kV以上でAl 2.5mmとなっている。

以上のように、現在、X線の線質は最も基本的な物理量であるX線のスペクトル分布がわからないので、間接的手段として、管電圧管電圧波形、フィルタで線質を操作している。しかし、これでは、線質と画質を直接に関係づけられないので、より以上の被曝線量低減と画質の改善は望めない。

(2) 被写体⁸⁾

被写体でとれる被曝線量低減の直接的手段は照射野を絞り、検査に必要な部位だけにX線を照射することである。例えば、胸部撮影のときに、絞りをを使って正しく照射野を制限しないと、卵巣やこう丸が被曝し、正しく絞った場合の100倍以上もの生殖腺被曝を受けることになる。

照射野を必要最小限に絞るために、照射筒と多重絞りを利用し、X線ビームを検査部位に一致させるためにライトローカライザを利用している。これらは早くから採用していた手段である。この照射野は、診断に必要な範囲があるので、必要以上には絞れない。

(3) 記録系

X線撮影の記録系は、X線フィルムと増感紙である。最初はX線フィルムだけを使用していたが、X線に対する感度が約1%と非常に低かった。1897年に、Arnold¹⁰⁾がCaWO₄蛍光体がX線に効率よく発光することを発見した。これは現在でも最も重要な増感紙蛍光体である。まもなく、このCaWO₄蛍光体を用いて増感紙を作るようになり、増感紙とX線フィルムを組み合わせて使用するようになった。その結果、X線フィルムだけより感度が約10倍上がり、被曝線量は約1/10に減少した。1922年に、Glocker¹¹⁾が増感紙の感度表示法を研究して、増感率を提案した。1928年に、彼はまた、増感紙の蛍光体層の厚さと感度の関係を研究し、蛍光体層に最適な厚さがあることを指摘した。これらの研究の結果、感度は約20～30倍に上がって、被曝線量は約1/20～1/30に減少した。しかし、感度を上げる

と写真の画質が悪くなることが問題となり、この頃から画質評価の研究が始まった。1947年に、Coltman等¹²⁾は、増感紙内部の光学的取り扱いの基礎的研究と、 CaWO_4 蛍光体の発光効率について詳しく報告している。1940年代～1950年代に、増感紙は写真の画質(鮮鋭度*)との関係で、低感度高鮮鋭度タイプ、中感度中鮮鋭度タイプ、高感度低鮮鋭度タイプの三種類が作られたが、当時は鮮鋭度の良い低感度タイプが主流であった。各タイプの感度は、それぞれ、約40倍、約60倍、約90倍で、被曝線量はこの感度に対応して、それぞれ減少した。また、用途別の増感紙の研究もこの頃から盛んになり、現在の増感紙の基礎を確立したといえる。1960年代後半には、X線診断時の患者の被曝線量を低減することが強く要請される^{3,4)}ようになり、より高感度の増感紙の最適な使用法の研究が始まった。1972年に、 CaWO_4 蛍光体層を多層にして、表面から中に行くほど粒子の大きさを小さくするようにした中感度高鮮鋭度の増感紙(LT-II)が開発され、以後、このタイプが主流となった。同年、Buchanan等¹³⁾が希土類蛍光体の増感紙への応用に関する論文を発表した。その後、希土類蛍光体増感紙の研究が盛んに行なわれて、種々の希土類増感紙¹⁴⁾が出現した。その結果、感度が約80～160倍に上がったので、被曝線量もこれに対応して減少したが、X線光子数も減少したため統計変動がより大きくなって、画質はあまり良くないのが現状である¹⁴⁾。このように、増感紙・フィルム系の感度は画質の点で、既に限界を越えている。

1.3 X線スペクトルの測定と画質評価の歴史と問題点

1.3.1 医学診断用X線スペクトルの測定

1918年に、結晶回折を利用したX線の測定法が初めて出現した¹⁵⁾。この方法は、医学診断用(10～150keV)より低い光子エネルギーには適するが、医学診断領域では、入射・反射角が微小になるので誤

* これは、分解能のことで、写真関係では鮮鋭度を使っている。

差が大きい。1923年に、古典量子論を用いたKramersの式¹⁶⁾が現われ、この式から被写体等での減弱を計算して、医学診断等への応用を論ずるようになった¹⁷⁻²⁷⁾。1932年に、減弱曲線*1(attenuation curve)からX線スペクトルを逆算する方法が提案されたが、精度が不十分であった²⁸⁻⁴²⁾。1950年代に、放射性同位元素の γ 線ピーク測定用に、シンチレータが開発された。これは、1MeV以上のエネルギーでは分解能が良いが、医学診断領域では分解能が悪く、測定結果の補正が困難であった⁴³⁻⁵⁶⁾。1970年代に入ってから、分解能の良い半導体検出器が開発され、X線管から発生する制動X線(連続X線)の測定結果が発表されるようになった⁵⁷⁻⁶²⁾。1970年代後半には、分解能がさらに向上し、扱いやすい高純度Ge検出器が普及した。これでようやく、正確なX線スペクトルが測定できるようになった⁶³⁻⁸⁵⁾。しかし、医学診断用のX線発生条件は極めて広範囲にわたり、特に大電流(数100mA～1A)を流す写真撮影時のX線スペクトルを測定することは困難である。

1.3.2 X線写真の画質評価

X線写真の画質を左右する物理的要因として、①写真コントラスト、②ラチチュード、③鮮鋭度(又は分解能)、④粒状の四つがある。このうち、①写真コントラストと②ラチチュードは増感紙・フィルム系の特性曲線*2(H-D曲線という)が関係する。即ち、①写真コントラストは、この特性曲線の勾配に比例し、②ラチチュードは、増感紙・フィルム系のダイナミックレンジ内で表現できるX

*1 X線が吸収物質を透過するときに、どのような減弱を示すかを表示する曲線で、横軸に吸収物質の厚さを取り、縦軸に透過X線の透過率をとって示す。

*2 特性曲線は、X線の露光量(exposure)の対数を横軸にとり、縦軸に写真濃度(photographic density)をとって表わした曲線で1890年にHunterとDriffieldが初めて使用した。

線の露光量の範囲である。③鮮鋭度(又は分解能)は、いわゆる像のぼけに関係する。④粒状は、フィルムを一樣露光しても像面に表われる細かい濃度のゆらぎに関係する。

この画質評価の研究は、1.2の(3)で述べたように、1928年頃から始められた。これは、蛍光体層を厚くして増感紙の感度を上げると光の散乱が多くなって、③鮮鋭度(又は分解能)が悪くなったためである。1931年に、Hartman⁸⁵⁾は、蛍光体粒子が小さいと光学的損失が大きいこと、蛍光体層を着色すると蛍光体層での光の散乱を改善できることを指摘した。この結果、蛍光体粒子を大きくして、蛍光体層を着色すると、感度は上がり、③鮮鋭度も改善されたが、逆に、④粒状が大きくなって全体の画質は改善されなかった。1933年に、Chantraine⁸⁷⁾は、鉛片を被写体として、X線像の識別限界を求める方法で、初めて③鮮鋭度を定量的に取り扱った。1937年に、Spiegler と Rudinger が、1938年に、Nitka がそれぞれ、鮮鋭度指数法⁸⁸⁾、不鮮鋭面積法⁸⁹⁾という③鮮鋭度の定量的測定法を提案した。一方、④粒状については、1935年に、Selwyn が濃度偏差の二乗平方根(Root Mean Square)で④粒状を表わすRMS粒状度⁹⁰⁾を提案した。これら③鮮鋭度、④粒状の評価法は、いずれも一つの数値だけで表現するものであるから、多様な医学診断の被写体に対して、適確な評価法とは成り得なかった。

これに対して、1962年に、フーリエ変換を利用した空間周波数解析の手法が画像解析に導入された。空間周波数領域では、③鮮鋭度(又は分解能)をMTF(Modulation Transfer Function)で、④粒状をウィナースペクトル(Wiener Spectrum)で表わす。このMTFをX線写真の画質評価に最初に導入したのが、Morgan⁹¹⁾とRossmann⁹²⁾であり、ウィナースペクトルを導入したのがRossmann⁹²⁾である。Rossmannは、増感紙の構造モトル(structure mottle)とフィルムの粒状(film graininess)の他に、X線光子数の統計変動が原因で起こる量子モトル(quantum mottle)が④粒状の大きな要因となっていることを指摘した。

この空間周波数解析での最大の利点は、③鮮鋭度(又は分解能)を空間周波数成分の振幅レスポンスとして、④粒状を濃度ゆらぎの空間周波数成分として表示するので、被写体の空間周波数成分に応じて、X線写真撮影系の性能と画質を評価できることである。

こうして、現在では一般に、①写真コントラストと②ラチチュードを増感紙・フィルム系の特性曲線で、③鮮鋭度をMTFで、④粒状をウィナースペクトルで評価している。これらは、いわゆる分析的評価法といえる⁹¹⁻⁹⁷⁾。これらの正確な測定法についても、長年にわたる多くの研究成果がまとめられている⁹⁸⁾。

この分析的評価法を用いて、患者の被曝線量とX線写真の画質の関係を系統的に調べた研究は現在でも数少なく、Rossmannと土井等のシカゴ大学グループが行なっているだけである^{92-94, 99-102)}。

X線写真は、人間が総合的に判定するものであるから、画質の四つの物理的要因の他に、判定する人間の心理的要因を考慮した総合的评价法が必要である。この組み合わせ方は、被写体ごとに異なるはずである。しかも、実用的見地から簡単でなければならない。

1.4 本研究の目的と意義

本研究は、医学診断用X線撮影で最も基礎的な物理量である被写体透過前後のX線スペクトルの測定を出発点として、X線写真撮影時の管電圧波形が、X線スペクトルを介して患者の被曝線量とX線写真の画質にどのように影響するかを明らかにすることを目的としている。

X線写真撮影では、X線の発生条件として、管電圧値(kV値)と管電流×照射時間(mAs値)を設定する。しかし、1.2の(1)で述べたように、電源方式が多種類あるため、従来から、同じkV値で同じmAs値に設定しても、管電圧波形が異なるため患者の被曝線量や写真効果が異なることが定性的に明らかになっていた¹⁰³⁻¹⁰⁷⁾。また、同じ電源方式でも、kV値とmA値が変わると管電圧波形が複雑に変わり、その結果、患者の被曝線量も写真効果も複雑に変化することが

定性的に明らかになっていた¹⁰³⁻¹⁰⁹⁾。しかし、この時はまだ正確なX線スペクトル測定装置がなかったので、X線スペクトルの測定ができなかった。

われわれは、1.3.1で述べた医学診断用X線スペクトルの測定上の問題である、光子フルエンス率を低減するために、静電容量の小さい高電圧ケーブルを工夫し、撮影時の管電圧波形を保持した状態で、管電流を数mA以下に小さくすることができたので、X線スペクトルを容易に測定できるようになった。また、Ge検出器の光子計数率を調べて、管電圧波形や被写体が変わっても、Ge検出器がpile upしないで、しかも、効率よく短時間(4分以内)で測定できるように、多数のコリメータを用意した。このようにして、医学診断用の広範囲の条件に対応できるX線スペクトルの測定法を確立した。この方法を使って、医学診断で代表的な管電圧70kVで、管電圧波形の変化を表わす脈動率をパラメータとして、X線スペクトルを測定した^{110, 111)}。このX線スペクトルと新たに提案した増感紙の蛍光量減弱曲線¹¹²⁾を使って、管電圧脈動率が患者の被曝線量に及ぼす効果を定量的に明らかにした。

また、従来、X線写真の画質評価は、増感紙・フィルム系の特性曲線やMTF、粒状のウィナースペクトルを個別にを使って、分析的に行なっていた⁹¹⁻⁹⁷⁾。しかし、撮影された写真は、それらの特性がすべて総合されたものであるから総合的に評価する方が良い。われわれは、このために、X線写真の総合的評価尺度として新たに情報スペクトルを提案し¹¹³⁾、多くの例を示した¹¹⁴⁻¹¹⁸⁾。さらに、被写体の運動をも情報スペクトルの中に組み込んで、X線写真ひいては撮影系全体の性能への被写体の運動の効果も定量的に明らかにした^{119, 120)}。

今後、患者の被曝線量低減とX線写真の画質改善のために、本研究の成果をもとに、医学診断に必要な写真像の形成に寄与し、しかも、最も効率の良いX線スペクトル成分を被写体ごとに明らかにする必要がある。この成分が明らかになれば、X線写真の画質を低下

させずに、患者の被曝線量を低減できるX線発生装置やフィルタの設計に寄与するものと信ずる。

1.5 本研究の内容

本論文の内容を、序論を含めて7章に分ける。各章の内容を以下に述べる。

第2章では、医学診断用の広範囲の条件に対応できるX線の光子スペクトルを測定する方法を述べる。まず、X線管から放射されるX線の光子フルエンス率を低減する。次に、管電圧脈動率や被写体が変わっても、誤差を小さく、しかも、効率よく測定するために、Ge検出器の光子計数率を調整する。最後に、測定した光子スペクトルをGe結晶の単色線レスポンス関数で補正して、真のX線の光子スペクトルを求める方法を述べる。

第3章では、光子スペクトルをエネルギースペクトルと照射線量スペクトルに変換する方法を述べる。これを使って、測定した光子スペクトルからエネルギースペクトルを求め、Kramersの理論から計算した結果と比較する。また、X線スペクトルの管電圧脈動率依存性を調べ、照射線量スペクトルから求めた線量減弱曲線の管電圧脈動率依存性を検討する。この時、線量計を使って直接測定した結果とも比較する。

第4章では、増感紙の発光効率スペクトルとX線の光子スペクトルを組み合わせ、mAs当りの増感紙の蛍光量減弱曲線を新たに提案する。これと線量減弱曲線を使って、同じ写真濃度にするためのmAs値と被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性を求める方法を述べる。求めた両管電圧脈動率依存性から、X線写真の画質(写真コントラストと鮮鋭度)と患者の被曝線量に対する管電圧脈動率の効果について検討する。この結果から理想的な直流電源(管電圧脈動率0%)を使用する場合について検討する。

第5章では、X線写真撮影系の性能や画質を評価する総合的な単一評価尺度として、情報スペクトルを新たに提案する。この情報ス

ペクトルは、画質の四つの物理的要因である写真コントラスト、ラチチュード、鮮鋭度（又は分解能）、粒状を含み、空間周波数の関数として表現したものである。個々の被写体にとって重要な空間周波数領域での情報スペクトルの値が、X線写真撮影系の性能やX線写真の画質を評価するのに実用的であることを、例を示しながら説明する。

第6章では、第5章で提案した情報スペクトルに、被写体の運動によるぼけのMTFを組み込んで、被写体の運動も含めた情報スペクトルを計算する。これを使って、X線写真撮影系の性能とX線写真の画質を総合評価する。その適用例として、異なった増感紙・フィルム系を使って情報スペクトルが同じになるように、被写体を運動させた場合のX線写真を比較する。また、撮影時の照射時間の管電圧脈動率依存性についても検討する。

第7章では、結論として、本論文の成果をまとめ、今後の課題を述べる。

第2章 医学診断用X線スペクトルの測定法

2.1 まえがき

医学診断用のX線スペクトルを測定するには、最も分解能の良い高純度Ge検出器と波高分析装置を使用しても、なお多くの問題があった。すなわち、管電圧（X線の光子エネルギーに対応）とX線管-検出器間距離を固定しても、診断時の管電流（X線の線量に比例）が透視条件で数mA以下、撮影条件で数100mA～1Aと3桁も変化する。さらに、X線の光子フルエンス率*は透過する被写体によって4桁も変化する。したがって、全体で光子フルエンス率が7桁も変化することになる。このため、同じ幾何学的条件では、光子フルエンス率が大きい場合、光子計数率が高くなり、光子がGe検出器に入射して発生するパルスが重なり合って（pile upを起こして）誤差を生じる。そこで、光子フルエンス率を低減するために、①X線管に流す管電流を小さくする方法^{68, 104}と、②X線管-検出器間距離を数十mと離す方法^{57, 571}がある。しかし、①では、管電流が小さくなるので、高電圧ケーブルなどの静電容量のために管電圧脈動率が変化して、撮影時とは異なった管電圧波形になる^{67, 103-109}。②では、空気による減弱が無視できなくなるので、X線管と検出器の間を真空に引く必要がある、という欠点があった。さらに、被写体が変わると光子フルエンス率が4桁も変化するので、Ge検出器でpile upが発生しないように、また、測定時間をなるべく短くして効率よく測定できるように、光子計数率の変化を1桁に調整する必要がある。今までは、③100μm以下の直径のピンホールを使うか^{121, 122}、④電子回路を工夫して特殊なpile up rejectorを用いなければならなかった。③では、ピンホールの加工が難しく、十分な厚さのものが作れないこと、④では、市販の装置で簡単に作れない

* 光子フルエンス率（photon fluence rate）は、単位時間当りに単位面積に入射するX線光子の数である。

という欠点があった。また、②③④の欠点が解決しても、撮影時の照射時間が1秒以下と短いので、波高分析装置の応答時間が問題になった。

われわれは、①の方法を採用し、撮影時の管電圧波形を保持できるように、高電圧ケーブルを工夫して、その静電容量を減らした^{68, 104)}。その結果、光子フルエンス率を低減できたので、直径の大きいピンホールのコリメータを使用できるようになり、光子計数率を簡単に調整できるようになった。また、実際の撮影時に対応する管電圧波形を小さな管電流で作ることができたので、照射時間が長くなり、波高分析装置の応答時間の問題も解決できた。ただし、この場合は、撮影時と等価な管電圧波形に対する被写体透過前後のX線スペクトルを測定することになる。この測定スペクトルは、真のX線スペクトルではないので補正する必要がある。

この章では、前述した光子フルエンス率の低減法、光子計数率の調整法及び測定スペクトルの補正法について述べる。ただし、ここで使用する管電圧は、医学診断で代表的な管電圧である70kVを選んだ。また、管電圧波形の変化は、脈動率というパラメータで代表させた。

2.2 発生X線の光子フルエンス率の低減法

管電圧 V を一定($V=70\text{kV}$)に保ちながら、管電流 I を変化させた場合の光子フルエンス率 Φ は、管電流 I に比例して変化する。これを式で表わすと、

$$\Phi = k I Z e^2 V^2 \quad (k \text{ は定数}) \quad (2.1)$$

となる⁸⁾。ここで、 Z は陽極物質の原子番号で、 e は電子の電荷である。ただし、これは、吸収体などのない理想的な場合である。

(2.1)式から明らかなように、X線管から発生するX線の光子フルエンス率を減らすには、管電流を小さくすればよい。しかし、管電流を小さくすると、2.1図に示す高電圧ケーブルなどの静電容量のために、管電圧脈動率が変化する。そのため、撮影時と等価な管

電圧波形になるように、脈動率が変化しないようにする必要がある

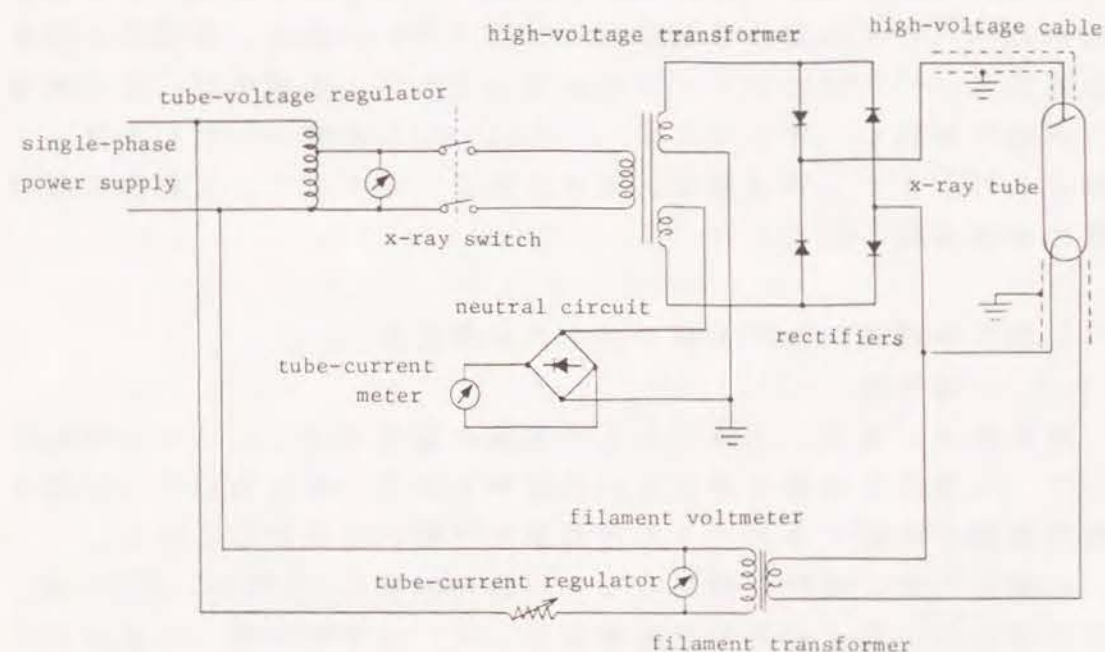
管電圧脈動率 γ と管電流 I の関係は、2.1図の単相全波整流形X線発生装置の場合、近似的に、

$$\gamma = \frac{a I}{f C V} = \frac{a'}{f C R} \quad (2.2)$$

となる。ここで、 a, a' は比例定数、 f は電源周波数、 C は高電圧ケーブルなどの静電容量、 V は管電圧、 R はX線管の等価抵抗である。

(2.2)式から、撮影時のように、管電流 I が大きい場合は、脈動率 γ も大きくなる。また、管電流 I が同じでも、静電容量 C が小さくなると脈動率 γ が大きくなる。

このことから、管電流 I を小さくしても、脈動率 γ が大きい撮影時の管電圧波形を保持するには、高電圧ケーブルなどの静電容量 C (6mのケーブルだけで1530pF)を小さくすれば良いことは明らかである。



2.1 図 単相全波整流形X線発生装置

2.2図は、このことを実験で確認したもので、左側の without sheathに示すように、静電容量を 140pFに減らした1mのケーブルを使うと、管電流が小さくても、脈動率の大きい管電圧波形となったすなわち、3mA 以下の管電流で、通常の高電圧ケーブル(6m)と同じ脈動率にすることができた(脈動率 80%以下の場合)。ただし、この場合でも脈動率を100%にするには、管電流を54mAと大きくしなければならなかった。しかし、脈動率が 80%以上では、発生X線の低エネルギー部分(軟線)が脈動率 80%の場合に比べて、少し増えるだけで、X線スペクトルの形にはほとんど影響しなかった。

2.3図は、(2.2)式の管電圧脈動率と管電流の比例関係を確認したもので、without sheathの場合、管電流 3mA以下で脈動率(80%以下)に比例している。しかし、3mA 以上では比例しなくなる。これは、静電容量の放電期間が短くなり¹⁰⁴⁾、(2.2)式が成立しなくなるからである。

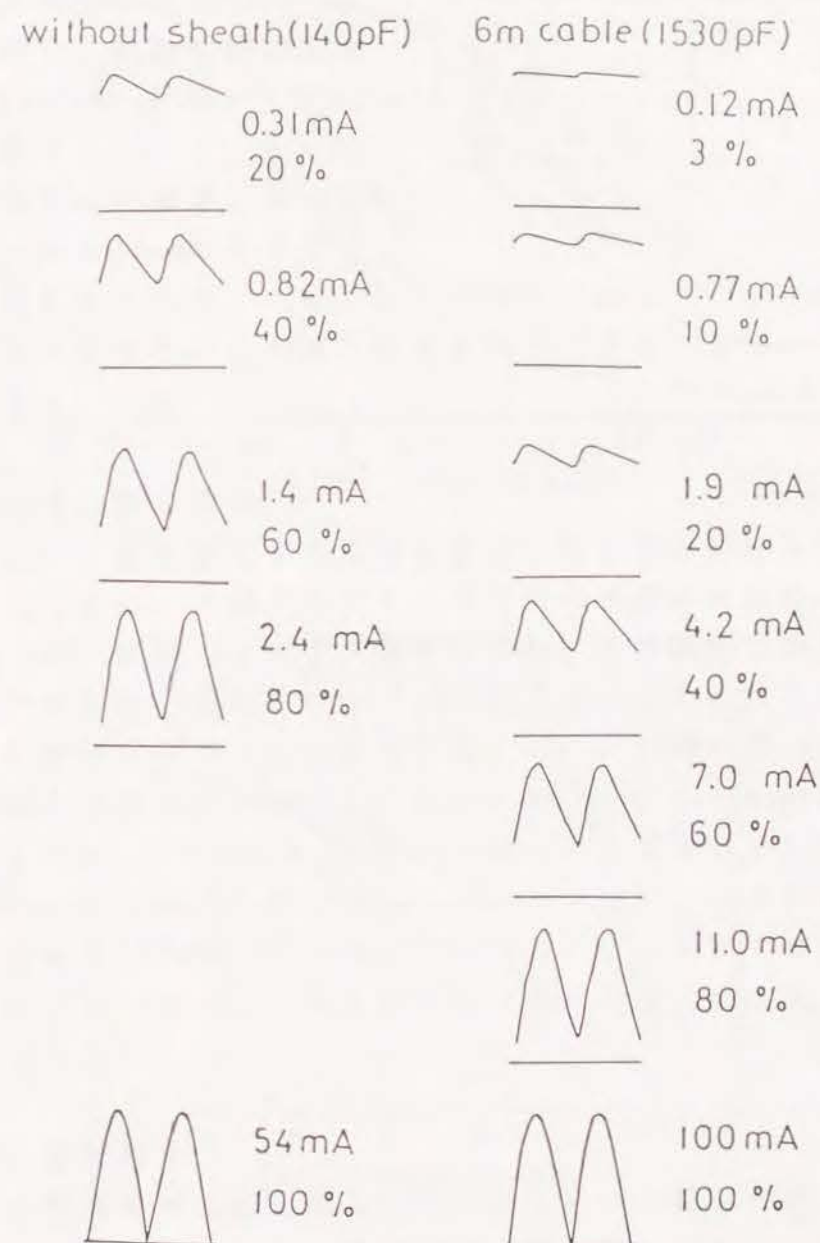
この測定に使用した装置は、島津製の单相全波整流形発生装置(UD150L-5)と回転陽極X線管(CIRCLEX U10)である。管電圧と管電圧波形は、2.1図に示す2本の高電圧ケーブルの途中に、抵抗容量分圧器を接続し、オシロスコープ(TECTRONIX社製 475型)を使って測定した。また、管電流は、電流計をシールドして、X線管の陽極側に直接接続し測定した。

2.3 被写体透過前後のX線スペクトル測定法

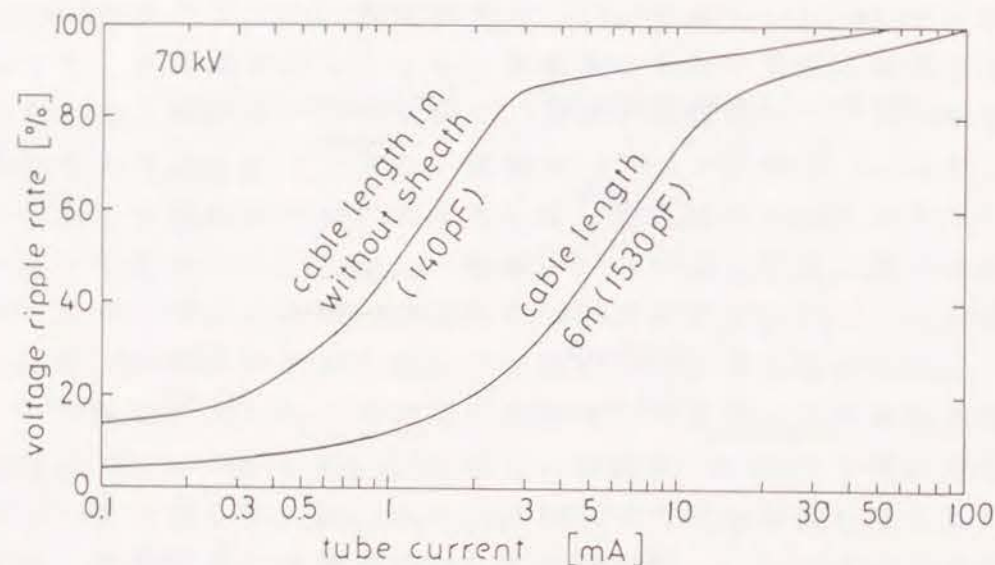
2.3.1 被写体

被写体は、通常、人体であるが実験に使用することは許されない。ので、人体のX線吸収率に近い代替物として、骨に対応するAl板と軟部組織に対応するアクリル樹脂板を一般的に使用している。

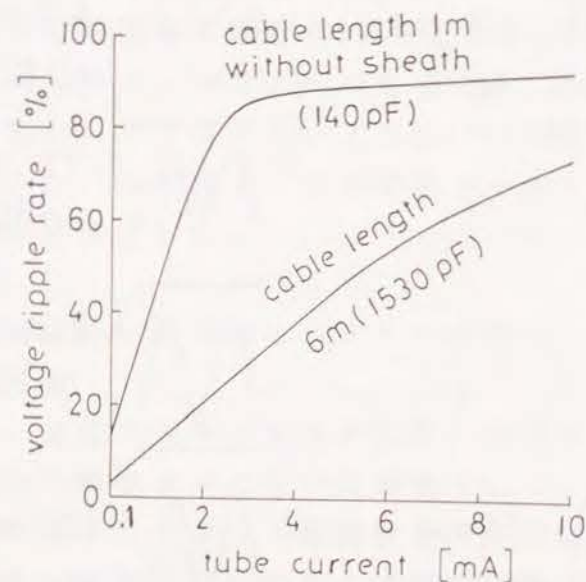
Al板として、純粋な材料でなく市販のAl板(JIS4000の1050小板)を使用した。原子吸光分析装置を使って、成分を分析した結果を2.1表に示す。骨の実効原子番号は14.0である¹²³⁾。このAl板の実効原子番号は 13.44である。一方、純粋なAlの原子番号は13.0である



2.2 図 管電圧波形 (V = 70kV)



(a)



(b)

2.3 図 管電圧脈動率と管電流の関係

から、市販のAl板の方が骨の代わりに使用するのに適している。

アクリル樹脂板 ($C_5H_8O_2$) は市販のもので、軟部組織の密度 $1.0 \sim 1.05 g/cm^3$ に近い $1.20 g/cm^3$ のものを使用した。

人体の厚さは、通常、部位によって 2cm から 25cm の間で変化し、個人差もあるので、ここでは、Al板を 30mm、アクリル樹脂板を 25cm まで変化させた。この被写体の変化で、光子フルエンス率が 4 桁も変化する。

2.1 表 Al板の成分

atom	weight%	atom	weight%
Al	99.089	Mg	0.032
Fe	0.526	Ti	0.011
Si	0.201	Zn	0.003
Cu	0.138		

2.3.2 Ge検出器の特性

X線スペクトルを測定するには、まず、検出器の特性を知る必要がある。2.2表に、X線スペクトル測定用の半導体検出器の性能比較 (EG&G ORTEC社製) を示す。この表から、医学診断用のX線スペクトルのエネルギー領域 ($10 \sim 150 keV$) に適するのは、P形の高純度Ge結晶を使用したプレーナ型検出器 (GLP-10180/07型) である。この検出器の分解能 (FWHM: Full Width at Half Maximum) は、2.3表に示すように、 ^{55}Fe の $5.9 keV$ の γ 線ピークに対して $178 eV$ で、 ^{57}Co の $122 keV$ の γ 線ピークに対して $478 eV$ である。いずれの場合も光子計数率を約 1000 個/秒で測定している。この測定では、分解能は $1 keV$ あればよいので、光子計数率を大きくでき、測定効率を上げることができる。

2.3.2.1 感度測定

プレーナ型高純度Ge検出器に使用されているGe結晶のカタログ寸法は、2.4表に示すように、直径 $10 mm$ 、厚さ $7 mm$ であり、Beの窓の厚さは $0.127 mm$ で、この窓とGe結晶の間の距離は $5 mm$ である。この寸法を確認するために、2.4図に示すようなGe検出器のX線写真を

2.2 表 X線スペクトル測定用の半導体検出器の性能比較

Detector Series	Semiconductor Material	Detector Type and Geometry	Detector Element Window Thickness (Microns)	Useful Energy Range
GEM	p-Type High-Purity Germanium	Closed-End HPGe Coaxial	500-800	40 keV-10 MeV
GMX	n-Type High-Purity Germanium	Closed-End HPGe Coaxial	0.3	3 keV-10 MeV
GWL	p-Type High-Purity Germanium	HPGe Well	0.3	10 keV-10 MeV
GLI	Non-Temperature Cyclable Germanium	Closed-End Coaxial	500-1000	50 keV-10 MeV
GLP	p-Type High-Purity Germanium	Planar/LEPS	0.3	3 keV-1 MeV
SLP	Lithium-Drifted Silicon	Planar/LEPS	0.1	1 keV-60 keV

2.3 表 プレーナ型高純度Ge検出器の分解能

Performance Specifications*

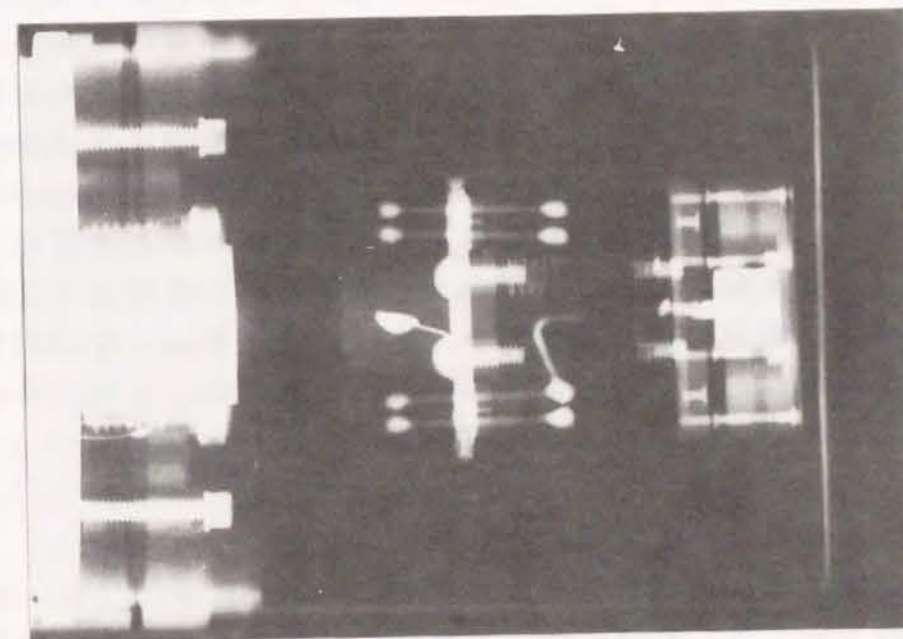
*Measured at a nominal 1000 counts/s unless otherwise specified.

	Warranted	Measured	Amplifier Time Constant
Resolution (FWHM) at 5.9 keV, ^{55}Fe	180 eV	178 eV	6 μs
Peak Shape (FWTM/FWHM), ^{55}Fe	—	1.84	6 μs
Peak-to-Tail Ratio (5.9 keV:5.4 keV), ^{55}Fe	—	—	— μs
Peak-to-Tail Ratio (5.9 keV:4.5 keV), ^{55}Fe	—	—	— μs
Resolution (FWHM) at 122 keV, ^{57}Co	485 eV	478 eV	6 μs
Peak Shape (FWTM/FWHM), ^{57}Co	—	1.83	6 μs

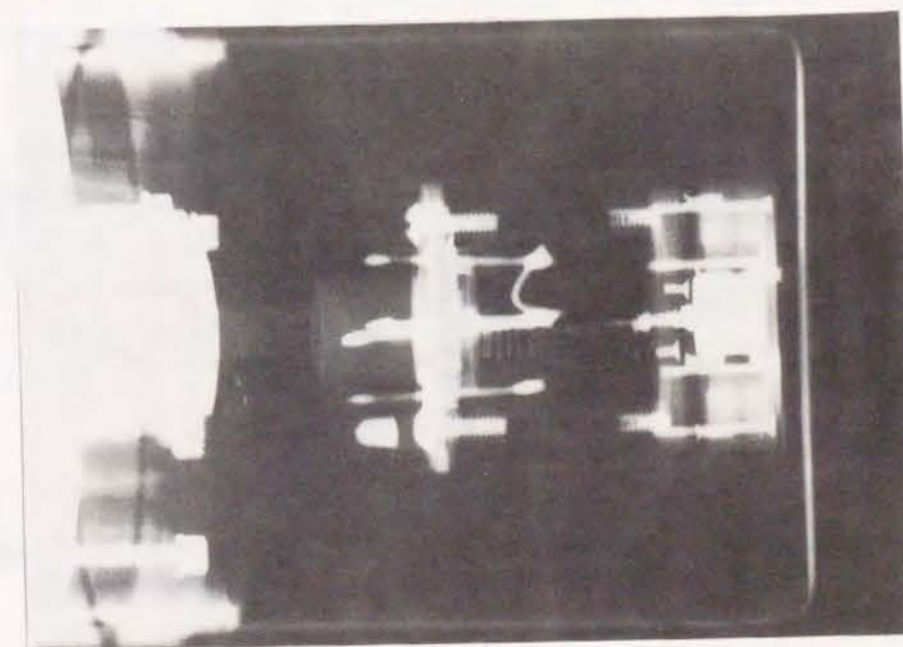
2.4 表 Ge結晶とBe窓のカタログ寸法

Dimensions

Detector Active Diameter	10 mm	Absorbing Layers	
Detector Sensitive Depth	7 mm	Beryllium	0.127 mm
Detector-to-Window Distance	5 mm	Germanium	~0.3 μm



(a)



(b)

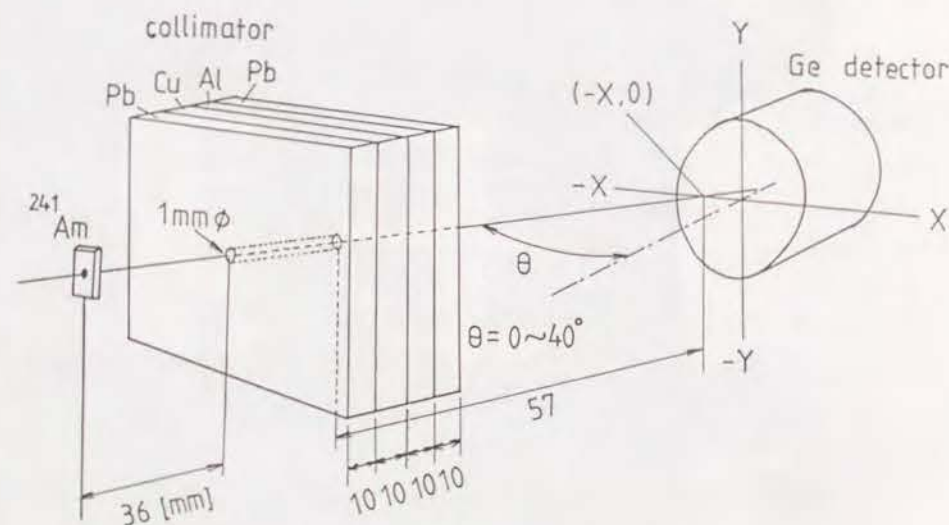
2.4 図 Ge検出器のX線写真 (a):上から、(b):横から)

撮影した。その結果、Ge結晶はBeの窓の外側表面から5.25mm内側にあり、その大きさはカタログ通りであることが確認できた。

このGe結晶の感度中心と感度均一領域を測定するための実験配置を2.5図に示す。コリメータに ^{241}Am の線源を固定し、直径1mmのピンホールを通して、 γ 線をGe結晶に入射させた。コリメータとして、厚さ10mmのPd、Cu、Alの板を3枚重ねたものを使用した。実験では、線源を固定したコリメータを水平(X)、垂直(Y)方向に移動させて、Ge結晶の任意の位置で、垂直に入射する γ 線の光子スペクトルを測定した。 γ 線光子を1channel当り1keVのエネルギー間隔で計数し、2.4で述べる方法で補正した。

2.3.2.2 感度中心と感度均一領域の決定

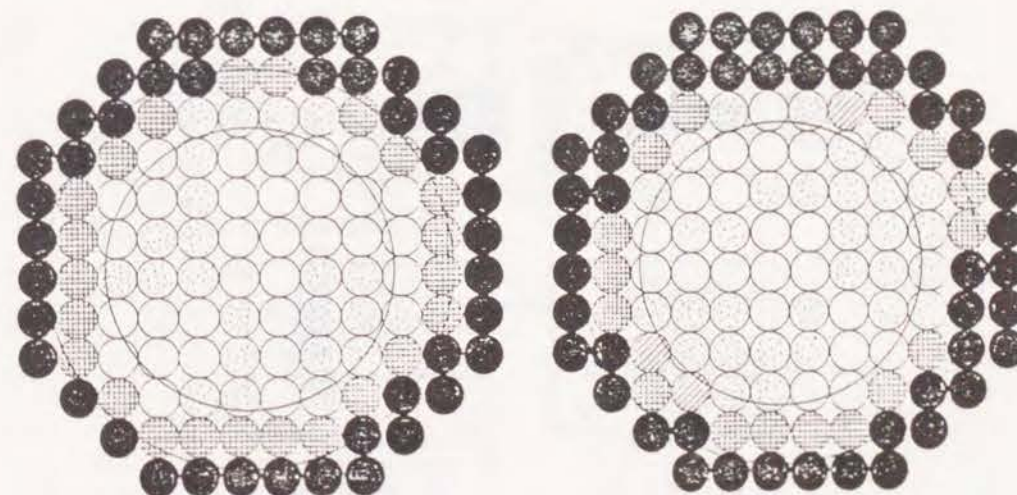
2.6図に感度の入射位置依存性を示す。(a)は ^{241}Am の4~63keVのエネルギー範囲の光子について計数した全パルス数のスキャ



2.5 図 感度測定の実験配置

ンパターンを示し、(b)は、59.6keVの光子について計数したパルス数のスキャンパターンを示している。スキャンビームの直径は、1mmである。まず、全パルス数に対して、感度が高く、その分布が等方的になるような位置を感度中心と決めた。

次に、中心付近の四つの領域で計数したパルス数の平均値を100%として、各入射位置で計数したパルス数の割合を求めた結果が2.6図である。その割合の記号を図の上に示してある。2.6図から直径7mmの範囲内であれば、(a)も(b)も両方とも $\pm 5\%$ の誤差範囲内で感度が均一である。この範囲がGe結晶の端から1.5mmより内側という点ではSvahn^{6,7)}(直径16mm、厚さ5.24mmのGe結晶)の結果とほぼ一致している。



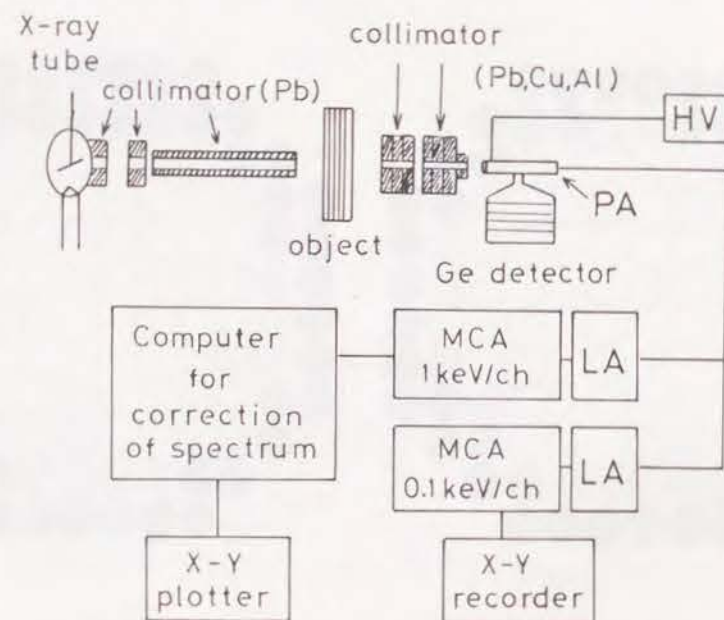
(a) total

(b) 59.6 keV

2.6 図 Ge結晶の感度中心と感度均一領域(^{241}Am)

2.3.3 X線スペクトル測定装置

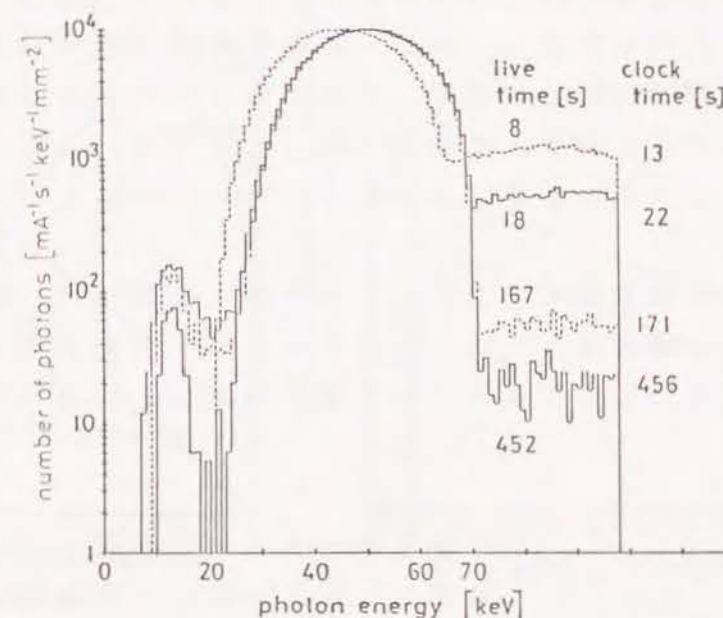
2.7図に、X線スペクトル測定装置を示す。X線管からX線ビームを放射して、管球コリメータ(2mm径)で細く絞り、二つのコリメータを通して被写体に入射させる。さらに、被写体を透過したX線ビームを検出器の前に設置したコリメータで細く絞って、Ge検出器で、X線光子を1個ずつ検出する。Ge検出器には、高電圧電源(HV)から-1.5kVのバイアス電圧を加えて、電子・正孔を集めて電流パルスを作り、Ge検出器に取り付けられた前置増幅器(PA)で電圧パルスに変換する。これを比例増幅器(LA)で増幅し、Ge結晶が吸収したエネルギーに比例した波高値のパルスを発生させる。二台のマルチチャンネル波高分析器(MCA: INOTEC社製 IT-5400型と IT-5300型)を使い、1keV/ch(channel)に調整した方のパルス波高スペクトルを、2.4で述べる単色線レスポンス関数を使って、Stripping法¹²⁴⁾で補正し、真のX線スペクトルを求める。一方、0.1keV/chに調整した方のパルス波高スペクトルは、特性線のピークの分離、等の微細な構造を観察する目的で使用した。



2.7 図 X線スペクトル測定装置

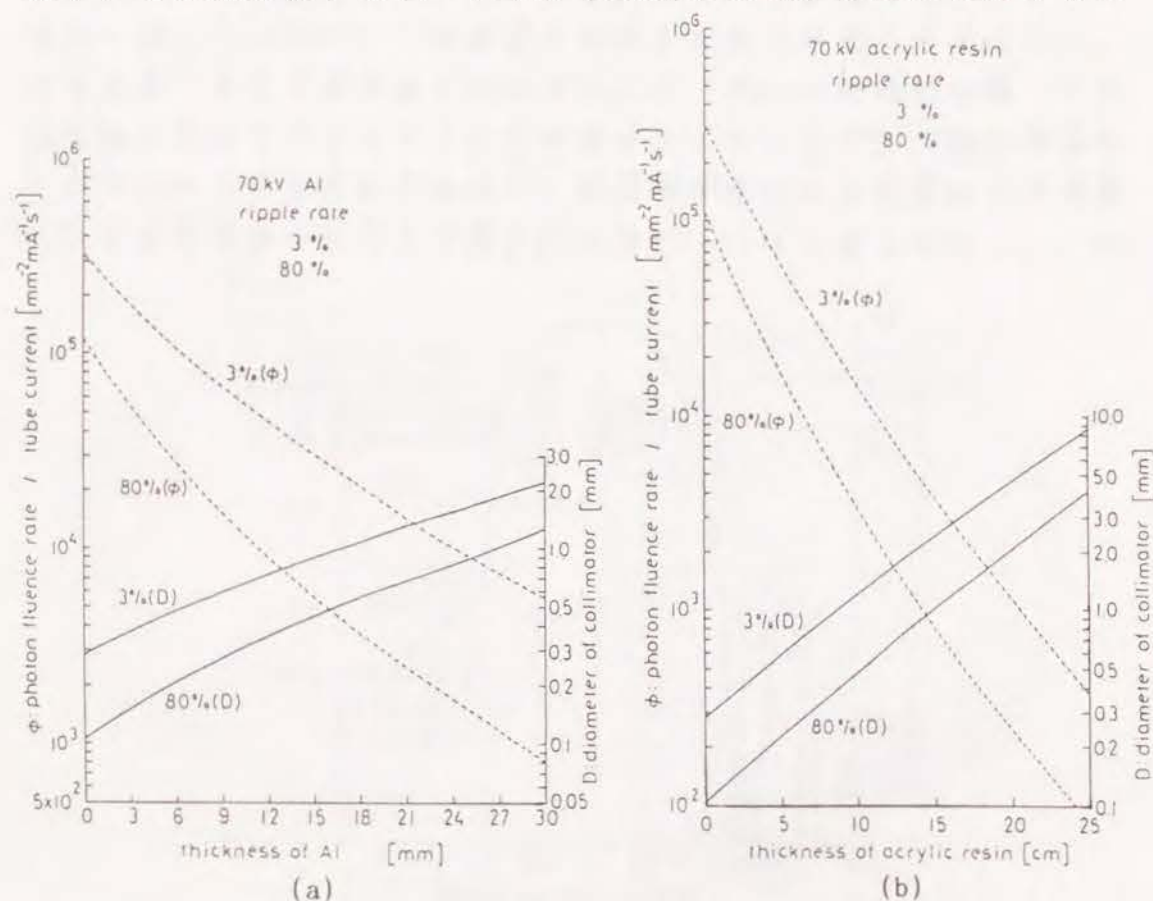
2.3.4 Ge検出器の光子計数率の調整法

2.7図の測定装置を使って、被写体(Al 1~30mm、アクリル 5~25cm)を透過したX線スペクトルを測定する場合、光子フルエンス率が4桁も変わる。このように光子フルエンス率が大きく変わっても、Ge検出器が pile upしないように測定するには、2.7図に示したように、被写体とGe検出器の間に適当な直径のコリメータを何段か設置して、Ge検出器の計数率を調整する必要がある。まず、コリメータの直径を決めるために、Ge検出器の計数率と pile upの関係を調べた。2.7図の比例増幅器(LA)の shaping timeを $2\mu\text{s}$ に設定し、測定時間(live, clock time)をパラメータとして、光子スペクトルをピーク計数値が 10^4 個になるようにして測定し、測定時間と pile upのピーク値に対する割合を求めた。2.8図に、その一例を示す。管電圧脈動率3%で、15mm厚のAl板を被写体として、全光子数が約35万個の光子スペクトルを対数で示してある。これらの測定結果から、Ge検出器の計数率が毎秒2,500個を越えると、70keV以上の pile upの計数値がピーク値の1%を超えることが明かとなった。



2.8 図 測定時間と pile upのピーク値に対する割合

別に、予備実験で、光子フルエンス率の概略値を求めておいた。Ge検出器に入射するX線ビームの管電流 1mA当りの光子フルエンス率は、2.9図の点線で示すように被写体の厚さに対して大きく変化することが明かになった。例えば、(a) のAl被写体の場合、脈動率3%の時、被写体なしで、 $3.3 \times 10^5 \text{ mm}^{-2} \text{ mA}^{-1} \text{ s}^{-1}$ から、80%のAl 30mmの場合、 $8.1 \times 10^2 \text{ mm}^{-2} \text{ mA}^{-1} \text{ s}^{-1}$ と3桁変化する。(b) のアクリル被写体の場合は、同じ脈動率 80%の時、アクリル25cmで $8.2 \times 10 \text{ mm}^{-2} \text{ mA}^{-1} \text{ s}^{-1}$ と4桁も変化する。このように、3~4桁も変化する光子フルエンス率に対して、Ge検出器の pile upの計数値がピーク値の1%以下で計数できるように算定したコリメータの直径を2.9図の実線で示す。この結果は、0.11~9.4mmの範囲に及ぶ。実際に使用できる



2.9 図 管電流当りの光子フルエンス率とコリメータの直径

のは、0.13mmから 7mmまでである。直径 7mm以上は、Ge検出器の感度の均一領域外になるので使用できない。われわれは、2.7図に示したように、2~3段のコリメータを用意して、その直径を少しずつ小さくしていった。最終段(Ge検出器の直前)のコリメータを、被写体に対応して、その直径が0.13mmから 3mmまでは0.02mmないし0.2mm 間隔で、3.5mm 以上では0.5mm 間隔で変えられるように、多数個用意した。このため、X線ビームをGe検出器まで確実に通すには、コリメータの中心にX線ビームの軸を合せることが必要である。そこで、予め、He-Ne のレーザービームをX線ビームの中心軸と一致するように設置しておいて、レーザービームがコリメータの中心を通過するようにコリメータを設置するようにした。これは、コリメータの直径が小さくなるほど重要になる。

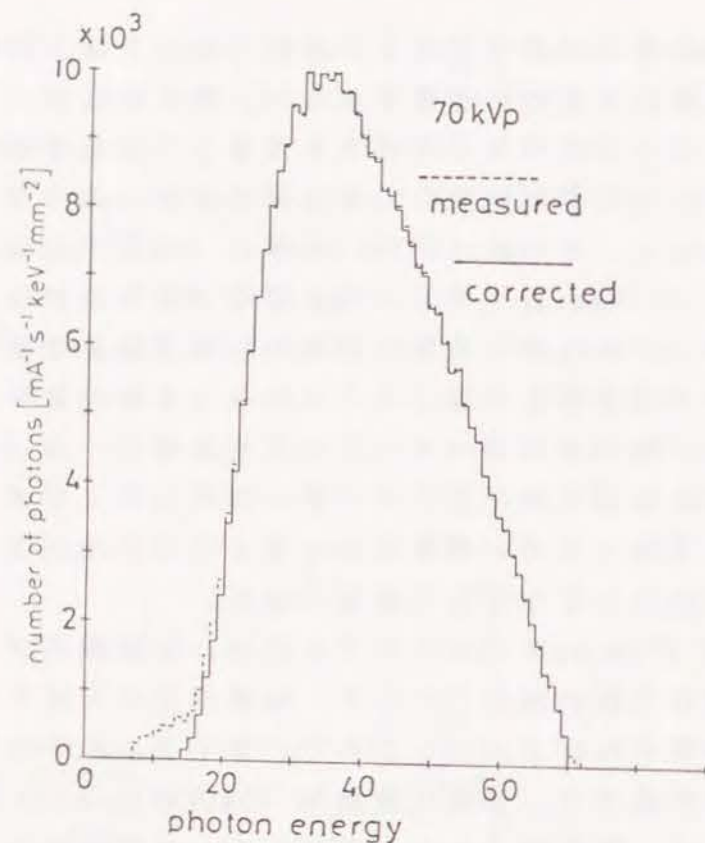
Ge検出器の pile upを1%以内にするには、最終段のコリメータの直径を2.9図の実線の値以下にして、Ge検出器に入射するX線の光子計数率を調整すればよい。ところで、光子フルエンス率は、被写体がない場合が最大で、管電圧脈動率 80%の時の pile upは1.5%であった。これは、算定値よりも大きい0.13mmの直径のコリメータしか製作できなかったためである。しかし、被写体が入れば、光子フルエンス率はより小さくなるので、脈動率が 80%の時でも pile upは1%以内に収まった。また、測定時間が余り長くなるのは、非能率的であるので、live time が4分以内になるようにコリメータの直径を調整した。

この結果、2.10図の点線で示すように、X線撮影時に対応するX線スペクトルが測定できるようになった。このX線スペクトルは、2.3.3で述べたように真のX線スペクトルでないので補正する必要がある。

2.4 測定したX線スペクトルの補正法⁽¹⁾⁽²⁾

2.4.1 Ge結晶の単色線レスポンス関数

Ge結晶にX線光子が1個入射した時に、光子の全エネルギーが吸



2.10 図 測定した X 線スペクトルの例 ($V=70\text{kV}$)

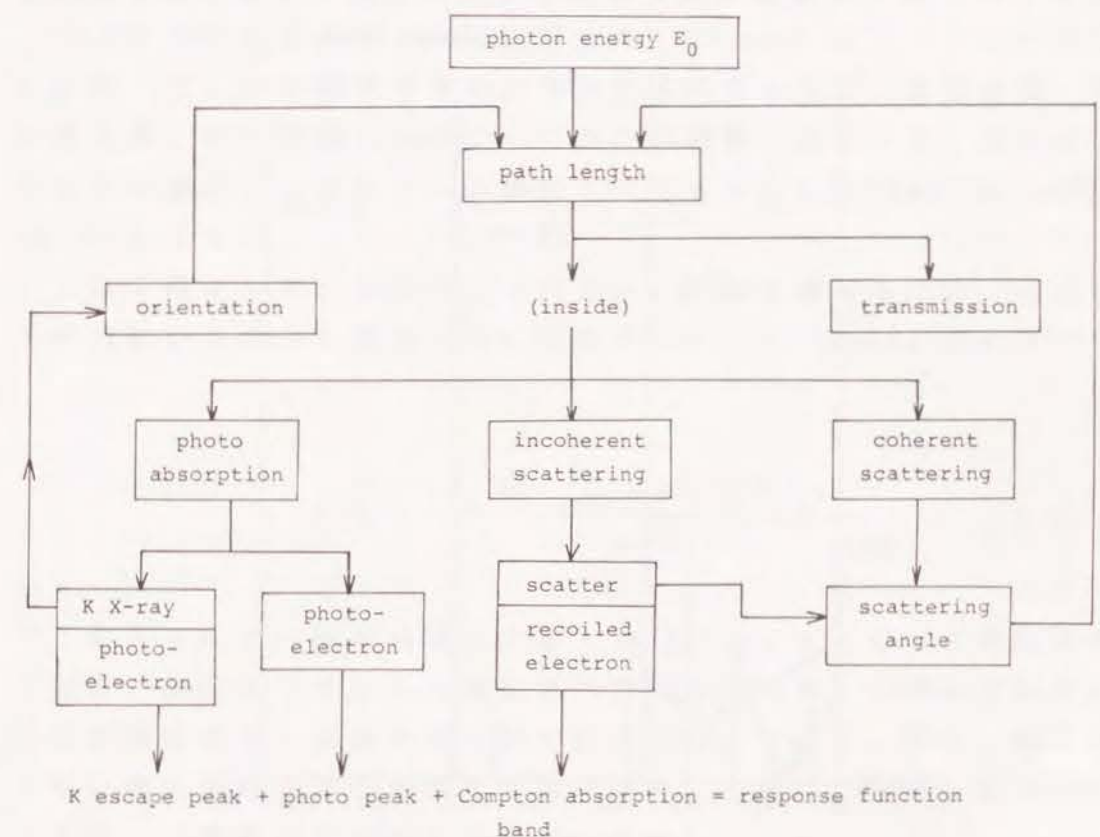
取され、電子・正孔対を作るのが理想的である。しかし、実際には一部のエネルギーが逃げるので、測定したパルス波高スペクトルを補正しなければならない。そのために、各光子エネルギーについて 1 個の光子が入射したときに発生するパルス波高スペクトルの割合 (以下、単色線レスポンス関数という) を予め求めておかなければならない。

これを求めるために、モンテカルロ法を用いて、計算機シミュレーションを行なった。一つの入射光子エネルギーについて、100 万個の光子を追跡した。計算手順を 2.11 図に示す。モンテカルロ法は確率に従う一様乱数を発生させて、光子の振舞いを 1 個ずつ追跡し集計する方法で、実験で求めにくい量を理論的に求めるのに有効で

ある。

X 線光子の振舞いを追求する具体的な方法として、Battista、等の方法¹²⁵⁾を修正して使った。まず、入射光子の行路長を決める一様乱数を逆変換法で発生させる。光子が Ge 結晶の外に出れば、それだけ Ge 検出器のピーク検出効率が低くなる。光子が Ge 結晶の内部で止まれば、相互作用 [光電吸収、コヒーレント散乱、インコヒーレント (コンプトン) 散乱] の断面積¹²⁶⁾に従って、一様乱数を発生させて、どの相互作用が発生したかを選択する。

光電吸収またはコンプトン反跳電子のエネルギーが Ge の吸収端 (特に $K=10\text{keV}$) より大きいので、fluorescence yield¹²⁷⁾を用いて特性 X 線の発生割合をも考慮しなければならない¹²⁸⁾。この結果、

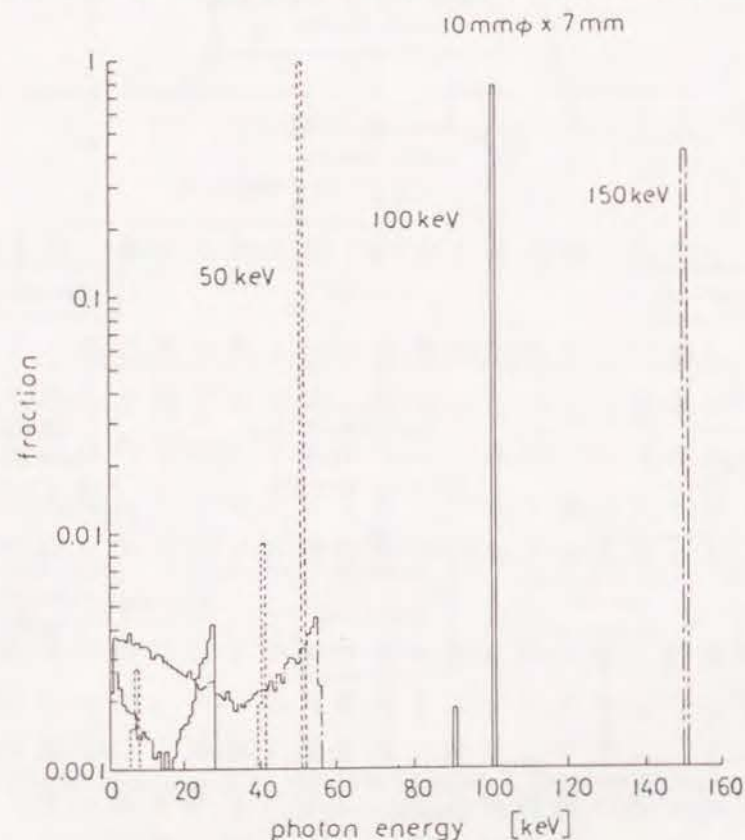


2.11 図 単色線レスポンス関数の計算手順

単色線レスポンス関数としては、入射光子エネルギーの位置に、Ge結晶が光電吸収したフォトピークが現れ、10keV下にKエスケープピークが現れる。また、低エネルギー側にコンプトン反跳電子を吸収した連続吸収帯が現れる(2.12図)。

コヒーレント散乱、インコヒーレント散乱の角度分布として、文献125では自由電子の散乱角の断面積(Thomsonの式とKlein-仁科の式)を用いているが、電子が束縛されていることを考慮しなければならない。そのために、Thomsonの式にはform factorの二乗を、Klein-仁科の式には散乱関数を掛ける。いずれも全原子についての表¹²⁹⁾がある。

散乱角を決めるための一様乱数発生方法として、棄却法だけでは能率が悪いので、逆変換法と棄却法を組み合わせる用いることが多



2.12図 単色線レスポンス関数の例(50, 100, 150keVの場合)

い。散乱角の範囲を小区間に分割して、それぞれの区間で逆変換法を使うと、1回の一様乱数発生で散乱角が決り能率的である¹³⁰⁾。

入射光子エネルギー E_0 を1keVから150keVまで1keV毎に変えて、単色線レスポンス関数 $R(E_0, E)$ を光子エネルギー E について1keV毎に求めた。代表例($E_0=50, 100, 150\text{keV}$)を2.12図に示した。入射光子エネルギーのピークがフォトピークである。この高さが検出効率である。Kエスケープピークとコンプトン吸収帯も現れている。入射光子エネルギーが大きいほど、Ge結晶を透過する光子が増加して検出効率が下がる。また、入射光子エネルギーが大きいほど、Kエスケープピークは減少するが、コンプトン吸収は逆に増加する。

2.4.2 補正法

2.7図の波高分析器(MCA)を用いて、channel(光子エネルギー E に比例)当りの計数値を求め、単位光子エネルギー、単位面積、単位管電流、単位時間(live time)当りの個数に換算して、光子スペクトルの測定データ(パルス波高スペクトル) $N_m(E)$ [$\text{mA}^{-1}\text{s}^{-1}\text{keV}^{-1}\text{mm}^{-2}$]とする。

これを補正して、真の光子スペクトル $N(E)$ を求めるには、前述した単色線レスポンス関数 $R(E_0, E)$ を用いて、Stripping法の式¹²⁴⁾

$$N(E) = \frac{N_m(E) - \sum_{E_0=E+1}^{E_{\max}} R(E_0, E) N(E_0)}{\varepsilon(E)} \quad (2.3)$$

で、高エネルギー側から補正する。 $\varepsilon(E)$ はフォトピーク検出効率である。測定スペクトルと補正スペクトルの例を2.10図に示した。点線が測定値で、実線が補正值である。補正すると、特に、低エネルギー側の余分な部分が消えて零になる。これは、計算した単色線レスポンス関数の有効性を示している。

2.5 まとめ

従来、X線撮影条件下でのX線スペクトルを測定することは困難であったが、われわれは、以下のようにしてその測定法を確立した。

(1)管電流を小さくしても、脈動率の大きい撮影時の管電圧波形を保持するために、高電圧ケーブルの静電容量を小さくした。その結果、管電流を3mA以下にしても、撮影時と等価な管電圧波形が得られることを示した。これにより、発生X線の光子フルエンス率を撮影条件下の1/数100に低減することができた。

(2)X線管から放射されるX線は被写体を透過して減弱するが、この透過前後のX線スペクトルを測定するために、Ge検出器の特性を調べ、pile upが1%以内になるように、しかも測定時間を4分以内にするために、多数のコリメータを用意して、Ge検出器の光子計数率を調整した。その結果、管電圧脈動率と被写体が変わっても、X線スペクトルを効率よく測定できるようになった。

(3)測定したX線スペクトルは、真のX線スペクトルではないので、その補正のために、Ge結晶の単色線レスポンス関数を求め、これを使って補正した。

第3章 X線スペクトルと線量減弱曲線 に及ぼす管電圧脈動率の効果

3.1 まえがき

X線管陽極から発生する制動X線を、1923年に、Kramersが古典量子論を使って初めて理論的に説明した¹⁶⁾。それ以後、多くの研究者が、量子論を用い、Born近似やCoulomb補正等の近似式を使って、制動放射の断面積を表わす理論式を発表している。Koch等は、1959年迄の成果をまとめている¹³¹⁾。その後、Stormは、1972年にW陽極について、量子論(文献131の中)の式を使って、薄い陽極からの放射を求めてから、厚い陽極内での電子エネルギーの吸収、電子の後方散乱損失、陽極内での光子の自己吸収を考慮して、制動X線スペクトルを求めた¹³²⁾。薄い陽極からの放射はKramersの理論と違って、光子エネルギーが上がるとその強度が減少する関数となる。しかし、厚い陽極では、Kramersの理論よりは中間の光子エネルギー部分でその強度が小さくなっている。また、Stormは実験結果と比較して、Kramersの理論と量子論から導いた結果との優劣はつけにくいとしている¹³²⁾。その結果、最近では、Kramersの理論の価値が再認識されてきて、医学物理学関係の雑誌では、この

Kramersの理論を使った計算結果と実験結果とを比較した論文^{9, 25-27, 133, 134)}も掲載されるようになってきている。

われわれは、工学的な立場から、上記の理論のうち式が簡単で扱いやすいKramersの理論を選んだ。この章で、この理論を使って計算したX線のスペクトルと、前章で確立した測定法を使って測定した結果を比較検討する。まず、測定したX線の光子スペクトルをエネルギースペクトルと照射線量スペクトルに変換する方法を述べるX線管から2mの距離(空气中)で、被写体を入れずに測定した光子スペクトルから、この方法を使ってエネルギースペクトルを求め、前述したKramersの理論を使って計算したエネルギースペクトルと比較検討する。また、X線管のW陽極から放射された直後の制動X

線についても、両者のスペクトルを比較検討する。

次に、被写体として種々の厚さのAl(骨に対応)とアクリル(軟部組織に対応)を使って、管電圧脈動率をパラメータとして測定した被写体透過前後のX線スペクトルの例¹¹⁾を示す。この測定結果から、被写体透過前後のX線スペクトルの管電圧脈動率依存性を検討する。

最後に、照射線量スペクトルを使って、Alとアクリルの線量減弱曲線を求め、その管電圧脈動率依存性も検討する。この時、従来から線量測定に使用している線量計を使った測定結果とも比較する。

3.2 光子スペクトルからエネルギースペクトルと照射線量スペクトルへの変換¹¹⁾

エネルギースペクトル $\psi(E)$ は、(2.3)式で求めた光子スペクトル $N(E)$ [$\text{mA}^{-1}\text{s}^{-1}\text{keV}^{-1}\text{mm}^{-2}$] から

$$\psi(E) = E \cdot N(E) \quad [\text{mA}^{-1}\text{s}^{-1}\text{mm}^{-2}] \quad (3.1)$$

で求める。

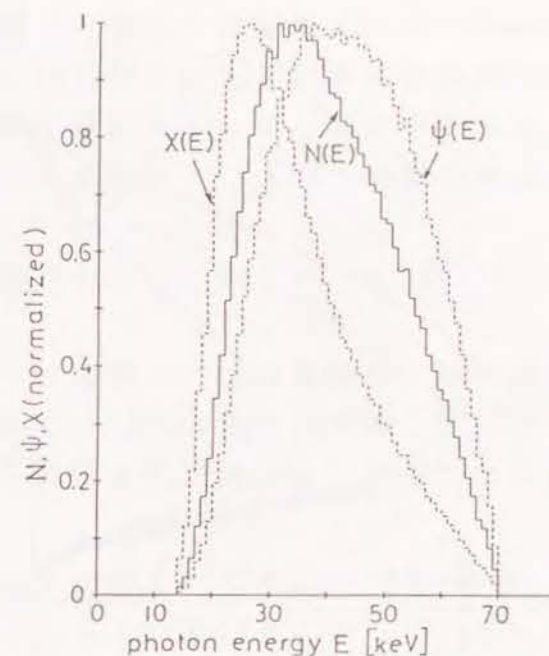
(3.1)式で求めたエネルギースペクトル $\psi(E)$ に空気の質量エネルギー吸収係数 $(\mu_{en}/\rho)_{\text{air}}$ を掛けて、照射線量スペクトル $\chi(E)$ を、

$$\chi(E) = \psi(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{air}} \cdot \frac{1.602 \times 10^{-4}}{86.9} [\text{mR} \cdot \text{mA}^{-1}\text{s}^{-1}\text{keV}^{-1}] \quad (3.2)$$

で求める。

光子スペクトル $N(E)$ 、エネルギースペクトル $\psi(E)$ 、照射線量スペクトル $\chi(E)$ の例を3.1図に示す。ただし、ピーク値で規格化してある。一般に、 $\psi(E)$ は $N(E)$ よりも高エネルギー側に、 $\chi(E)$ は低エネルギー側にスペクトル分布が現れる。

いま、上記の各スペクトルをX線管から放射された直後のスペクトルとすると、各スペクトルはGe検出器に入射するまでに、空気や被写体を透過するので、その強度が減弱される。空気や被写体の線減弱係数を $\mu_i(E)$ [mm^{-1}] (i は空気と被写体を区別する)、その厚

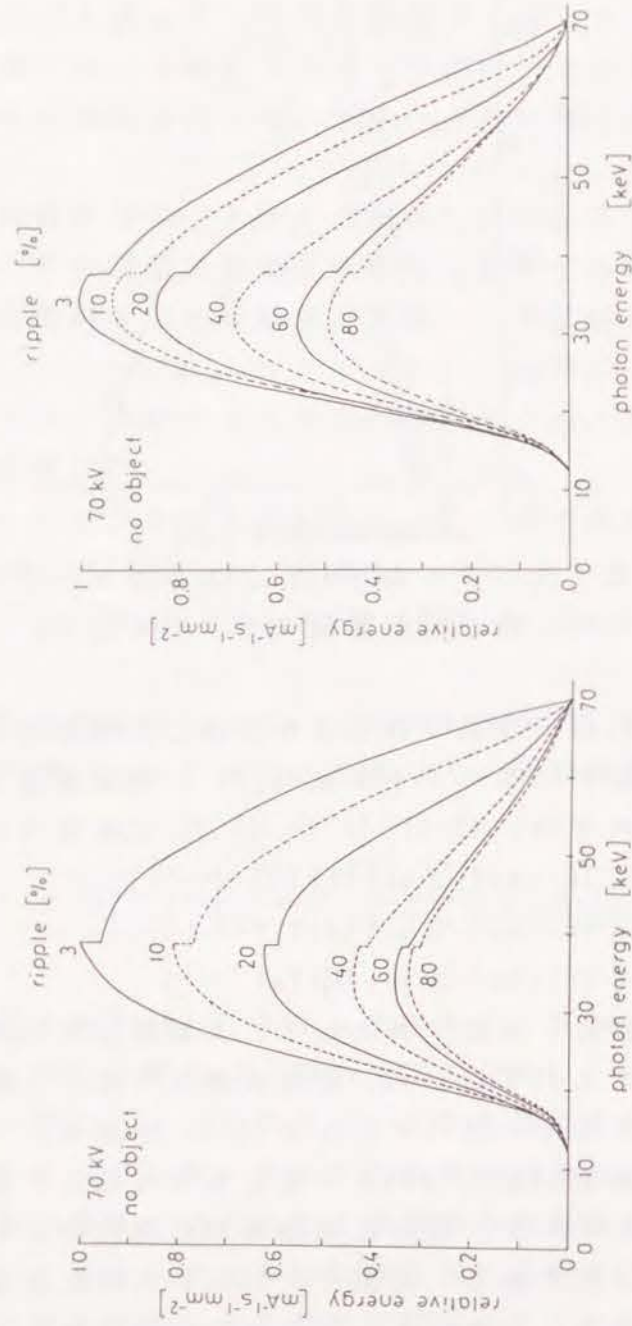


3.1 図 光子スペクトル $N(E)$ 、エネルギースペクトル $\psi(E)$ 及び照射線量スペクトル $\chi(E)$

さを T_i [mm]とすれば、空気や被写体を透過した後の光子スペクトル $N(E, T)$ 、エネルギースペクトル $\psi(E, T)$ 、照射線量スペクトル $\chi(E, T)$ は、それぞれ、(2.3)、(3.1)、(3.2)式を使うと、

$$\left. \begin{aligned} N(E, T) &= N(E) \exp\{-\sum \mu_i(E) T_i\} \\ \psi(E, T) &= \psi(E) \exp\{-\sum \mu_i(E) T_i\} \\ \chi(E, T) &= \chi(E) \exp\{-\sum \mu_i(E) T_i\} \end{aligned} \right\} \quad (3.3)$$

となる。3.2(a)図に、その一例として、X線管から2mの距離(空气中)で、被写体を入れずに、2.7図のX線スペクトル測定装置を使って測定したエネルギースペクトル $\psi(E, T)$ を示す。これは、管電圧70kVで、脈動率を3%から80%まで変化させた場合である。横軸はX線光子のエネルギーで、縦軸は脈動率3%の場合のピーク値を1としたときの相対強度である。同図で、38keVの所に吸収端が見られるが、これはX線管ガラス中のBa原子の吸収端である(3.1表参照)。



3.2 図 (a) 測定スペクトル (被写体なし) (b) Kramersの理論からの計算スペクトル
X線管から2mの距離 (空气中) でのエネルギースペクトルの比較 (V=70kV)

3.3 Kramersの理論¹⁶⁾を用いたX線スペクトルの計算

X線管に直流電圧 V_0 [kV] を加えて、単位管電流を流した場合に、陽極で発生する制動X線のエネルギースペクトル $\psi_0(E)$ (単位光子エネルギー幅当りのエネルギー) は Kramersの理論によれば、

$$\psi_0(E) = CZ(V_0 - E) \quad [\text{mA}^{-1}\text{s}^{-1}\text{mm}^{-2}] \quad (3.4)$$

である。ただし、 C は定数、 Z は陽極物質の原子番号である。

管電圧が直流でなく、60Hzの交流を整流して印加する場合には、管電圧、管電流とも位相 ϕ の関数 $v(\phi)$, $i(\phi)$ となるので、(3.4)式は、

$$\psi_0(E) = \frac{CZ \int_0^{2\pi} i(\phi)(v(\phi) - E) d\phi}{\int_0^{2\pi} i(\phi) d\phi} \quad (3.5)$$

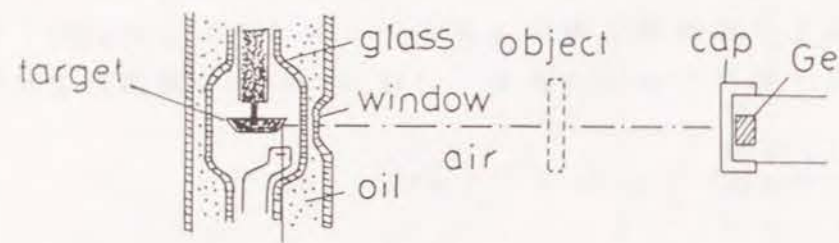
ただし、 $i(\phi) = a_0 v^r(\phi)$ (a_0, r は脈動率により変化する) となり、管電圧波形とX線管のV-I特性がわかれば計算できる。

(3.5)式で表わされるX線管内の陽極から発生する制動X線は、X線管から放射される時に、3.3図に示すX線管 (島津製回転陽極X線管 CIRCLEX U10:W陽極、陽極角度18°、油浸、ベークライト窓、付加フィルタなし) を構成する材料 (3.1表) で吸収されて減弱する。すなわち、X線管から放射されるX線のエネルギースペクトル $\psi(E)$ は、(3.3)式から、

$$\psi(E) = \psi_0(E) \exp\left\{-\sum \mu_{oi}(E) T_{oi}\right\} \quad (3.6)$$

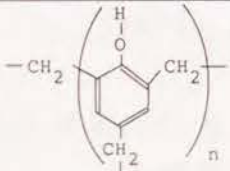
で表わされる。ただし、 $\mu_{oi}(E)$ は 3.1表に示すX線管の各構成材料の線減弱係数、 T_{oi} はその厚さである。

(3.6)式を (3.3)式に代入して、X線管から2mの距離 (空气中) で、被写体が無い場合のエネルギースペクトル $\psi(E, T)$ を計算すると、3.2(b)図のようになる。この計算スペクトルは、3.2(a)図の測定スペクトルに対応する。



3.3図 X線管(島津製回転陽極X線管 CIRCLEX U10)の構造
(W陽極、陽極角度18°、油浸、ベークライト窓、
付加フィルタなし)

3.1表 X線管の各構成材料とその材質

material	component				density	thickness[mm]
target	W					
glass	Li ₂ O	0.4 %	SiO ₂	75.0 %	2.3	1.7
	B ₂ O ₃	13.5 %	K ₂ O	3.2 %		
	NaO	2.8 %	BaO	0.6 %		
	Al ₂ O ₃	4.5 %				
oil	C	84 %	S, O, N,	1 %	0.88	3.0
	H	13 %				
window					1.20	2.5

3.4 測定スペクトルと理論スペクトルの比較

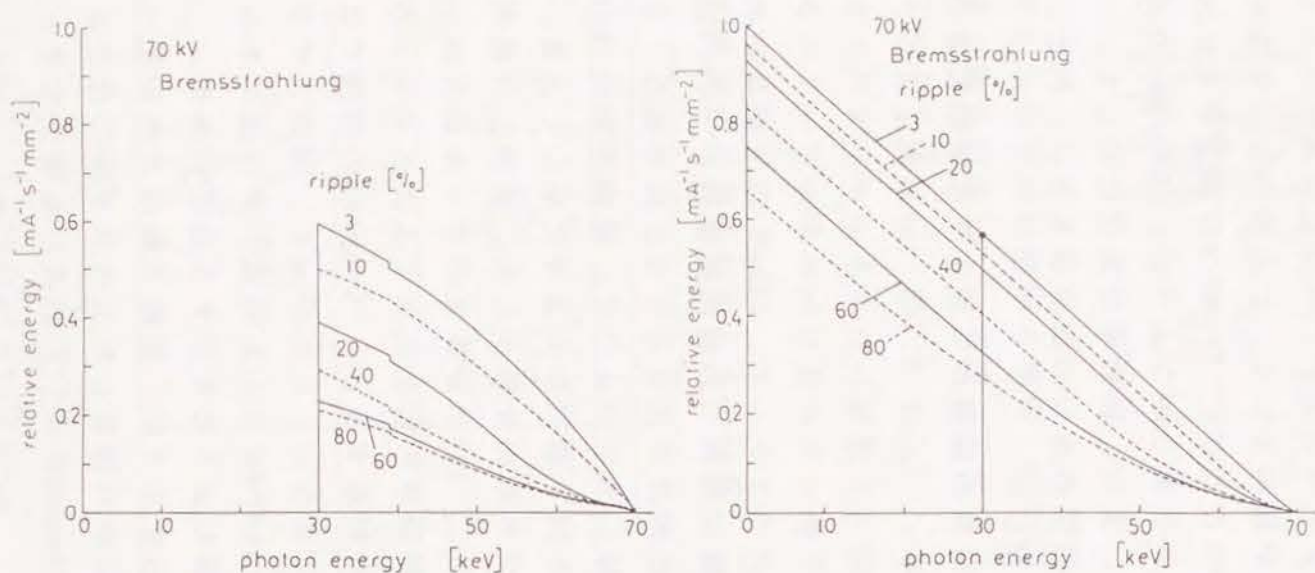
3.2図の (a)測定スペクトルと (b)理論スペクトルを比較すると、(a)の測定スペクトルの方がピーク値が高エネルギー側にあり、高エネルギー部分が膨んでいる。この傾向は、管電圧脈動率が小さいほど著しい。このことは、Kramersの理論からは出てこない。なぜなら、(3.4)式から明らかなように、Kramersの式が線形になっているからである。また、脈動率の変化に対して、(a)の測定スペクトルの方がその強度の減少の割合が大きい。特に、脈動率3%から20%までの減少が著しい。

3.4図で、X線管の陽極から発生する制動X線のエネルギースペクトルを比較する。(a)は3.2図(a)の測定スペクトルから(3.3)式と(3.6)式を使って逆算したエネルギースペクトル $\psi_r(E)$ で、

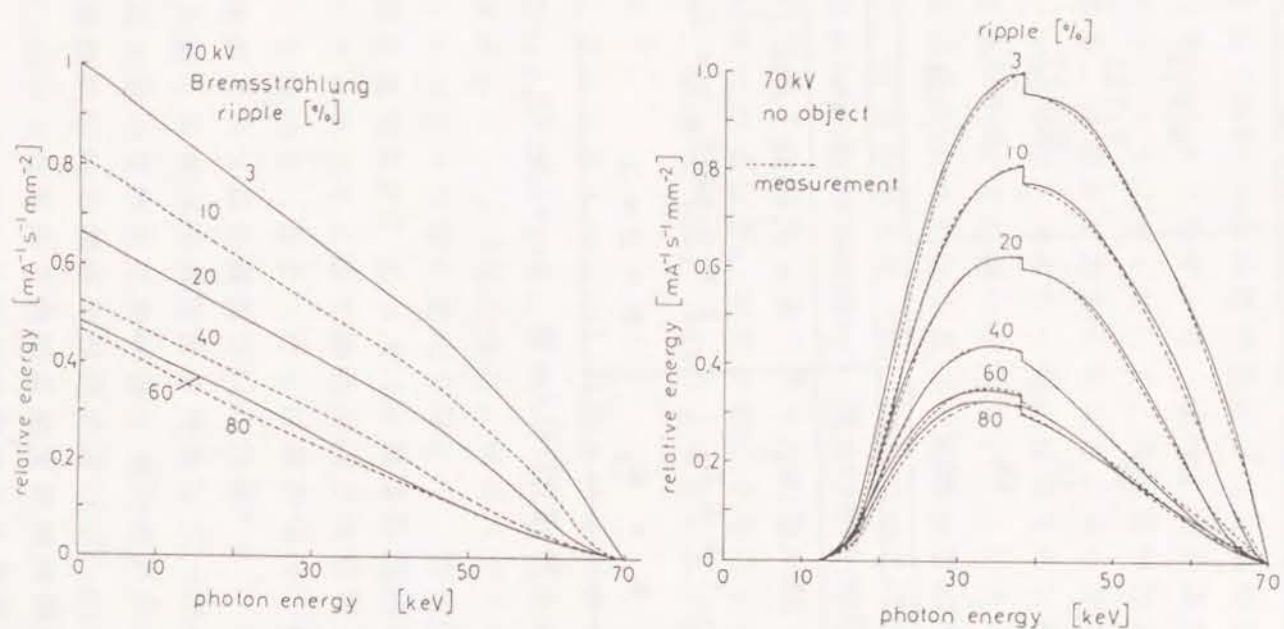
(b)は(3.5)式を使って計算したエネルギースペクトル $\psi_c(E)$ である。(a)の逆算スペクトルで、30keV以下がないのは、各吸収体(空気、X線管の構成材料)の線減弱係数が30keV以下が非常に大きいので逆算すると誤差が大きくなるためである。また、(b)の計算スペクトルと比較しやすいように、脈動率3%の30keVでのスペクトルの強度を(b)と同じ値になるように示してある。この制動X線のエネルギースペクトルの比較からも、前述した傾向がそのまま現れている。すなわち、(a)の逆算スペクトルの方が、高エネルギー側で膨んでいて、脈動率の変化に対するスペクトルの強度変化が大きい。この結果から判断すると、Kramersの理論では、測定スペクトルを十分に説明できない。したがって、測定スペクトルと一致させるためには、Kramersの式[(3.5)式]を、高エネルギー側でスペクトルがもう少し膨むように修正する必要がある。

3.5図(a)に示すように、制動X線のエネルギースペクトルを、3.4図(a)の測定から逆算したスペクトルに合うような三本の折れ線で近似し、Kramersの式[(3.5)式]を修正すると、

$$\psi_r(E) = \frac{a_r C Z \int_0^{2\pi} i(\phi) b\{cV(\phi) - E\} d\phi}{\int_0^{2\pi} i(\phi) d\phi} \quad (3.7)$$



(a) 測定からの逆算スペクトル (b) Kramersの理論からの計算スペクトル
3.4 図 制動 X 線のエネルギー スペクトルの比較 (V=70kV)



(a) 制動 X 線のスペクトル (b) X 線管から 2m の距離でのスペクトル
3.5 図 修正した Kramers の理論から計算したエネルギー スペクトル

3.2 表 修正した Kramersの式の任意定数 a_r, b, c の値

voltage ripple-rate [%]	values of a_r
3	1.0
10	0.871
20	0.721
40	0.633
60	0.645
80	0.704

photon energy E	values of b and c
$E \leq E_1$	$b = 0.4398, c = 1.241$
$E_1 < E \leq E_2$	$b = 0.6295, c = 1.066$
$E > E_2$	$b = c = 1$

ただし、管電圧70kVの時、 $E_1=47$ [keV], $E_2=63$ [keV]

となる。ただし、任意定数 a_r, b, c は 3.2表のように与える。この式を使って、X線管から2mの距離でのエネルギースペクトルを計算すると、3.5図 (b)の実線のようになる。この図で、点線で示した測定スペクトル (3.2図の(a))と比較すると、スペクトル分布の始まる光子エネルギー、ピークの光子エネルギー、高エネルギー側の膨みなど、測定スペクトルと約5%の誤差内で一致する。

他の管電圧で、(3.7)式を使用する時は、3.2表の任意定数 b, c を決める三本の折れ線の変曲点の光子エネルギー E_1, E_2 を管電圧70kVの場合と比例するように変えればよい。

3.5 X線スペクトルの管電圧脈動率依存性

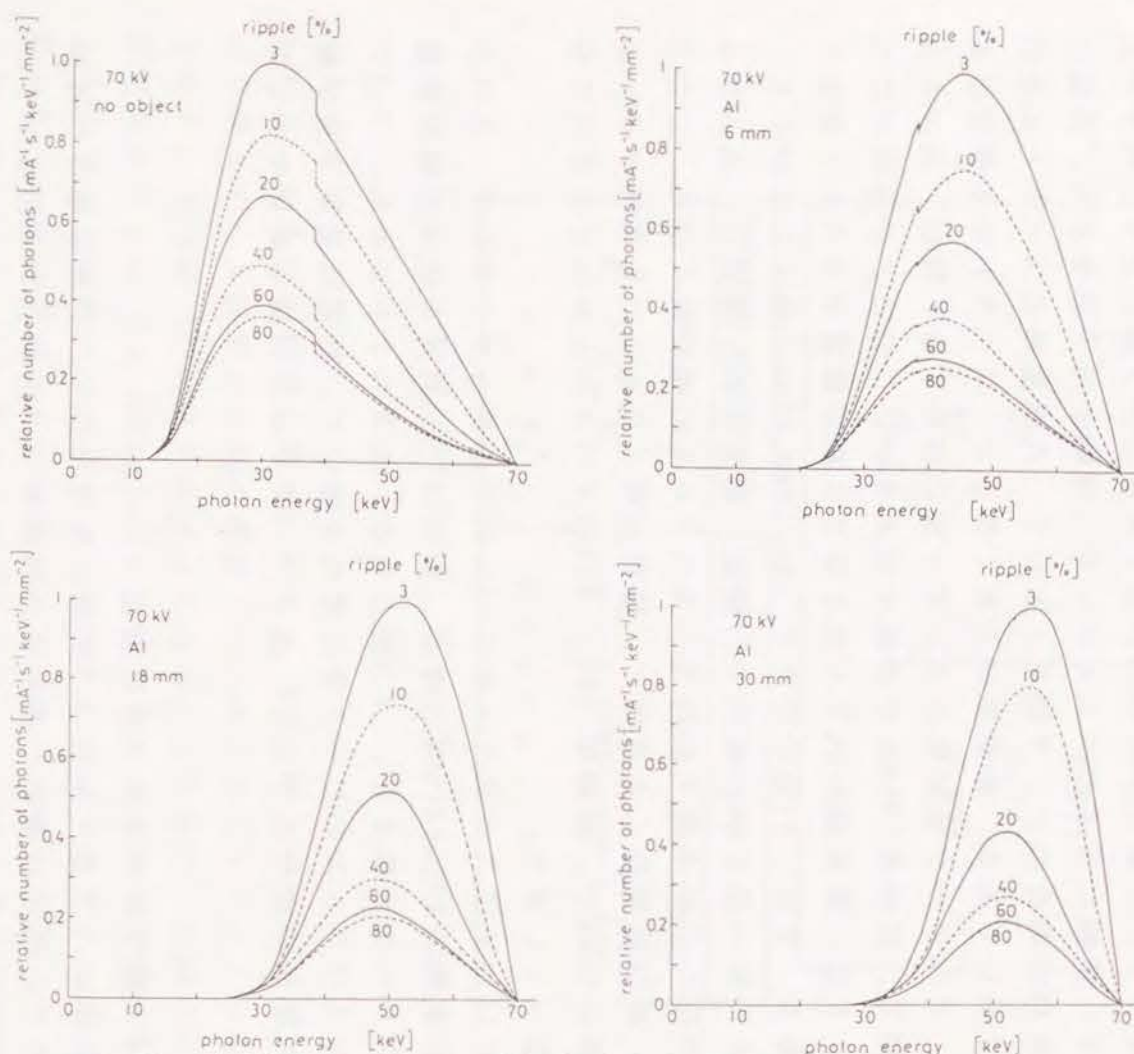
3.5.1 被写体がAlの場合

3.6図に、Al板を被写体として、2.7図のX線スペクトル測定装置を使って、X線管から2mの距離で測定したX線の光子スペクトルを示す。横軸に光子のエネルギーを、縦軸に光子数を取り、管電圧脈動率3%の場合のピーク値を1として、各脈動率のスペクトルを相対値で示してある。脈動率が大きくなると、スペクトルの強度は減少し、そのピーク値が低エネルギー側に移動する。特に、高エネルギー側で、脈動率40%までの減少が大きい。このことから明かになったことは、脈動率が大きくなるほどX線の線質が柔らかくなることである。また、Al板の厚さを6mm, 18mm, 30mmと厚くしていくと、低エネルギー部分がAl板内で、吸収、散乱されて減弱し、高エネルギー部分だけが透過するので、スペクトルの幅が狭くなる。このことは、被写体が厚くなるほど、線質が硬くなることを意味する。また、厚さ30mmで、脈動率60%と80%のスペクトルがほとんど同じ分布になってしまう。

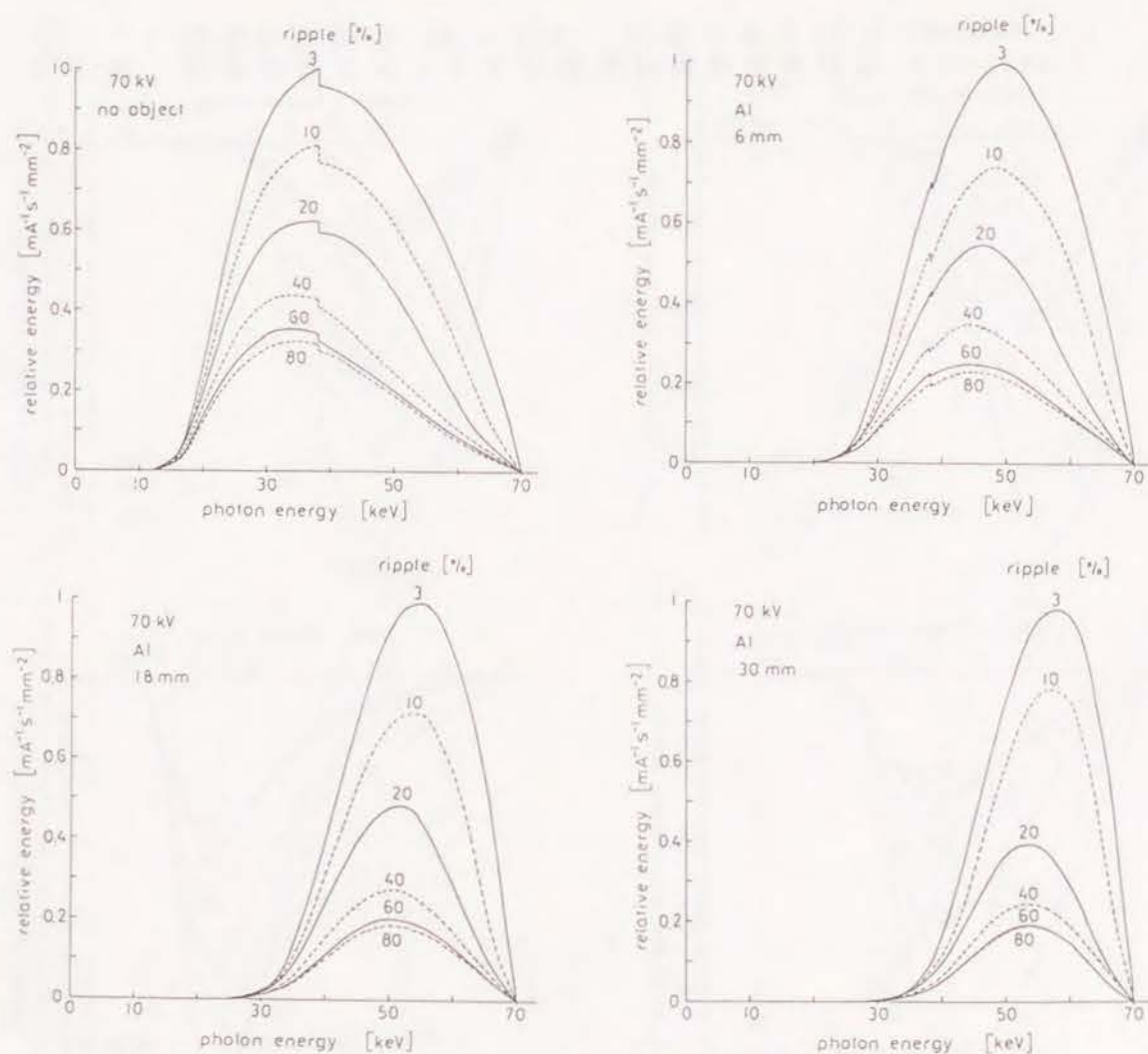
測定した光子スペクトルから (3.1)式を使ってエネルギースペクトルを求めると、3.7図となる。また、(3.2)式を使って照射線量スペクトルを求めると、3.8図となる。両スペクトルとも、3.2で述べたスペクトルのピーク値の変化を除いて、管電圧脈動率及び被写体の厚さの変化に対して、光子スペクトルと同様な変化を示している。

3.5.2 被写体がアクリルの場合

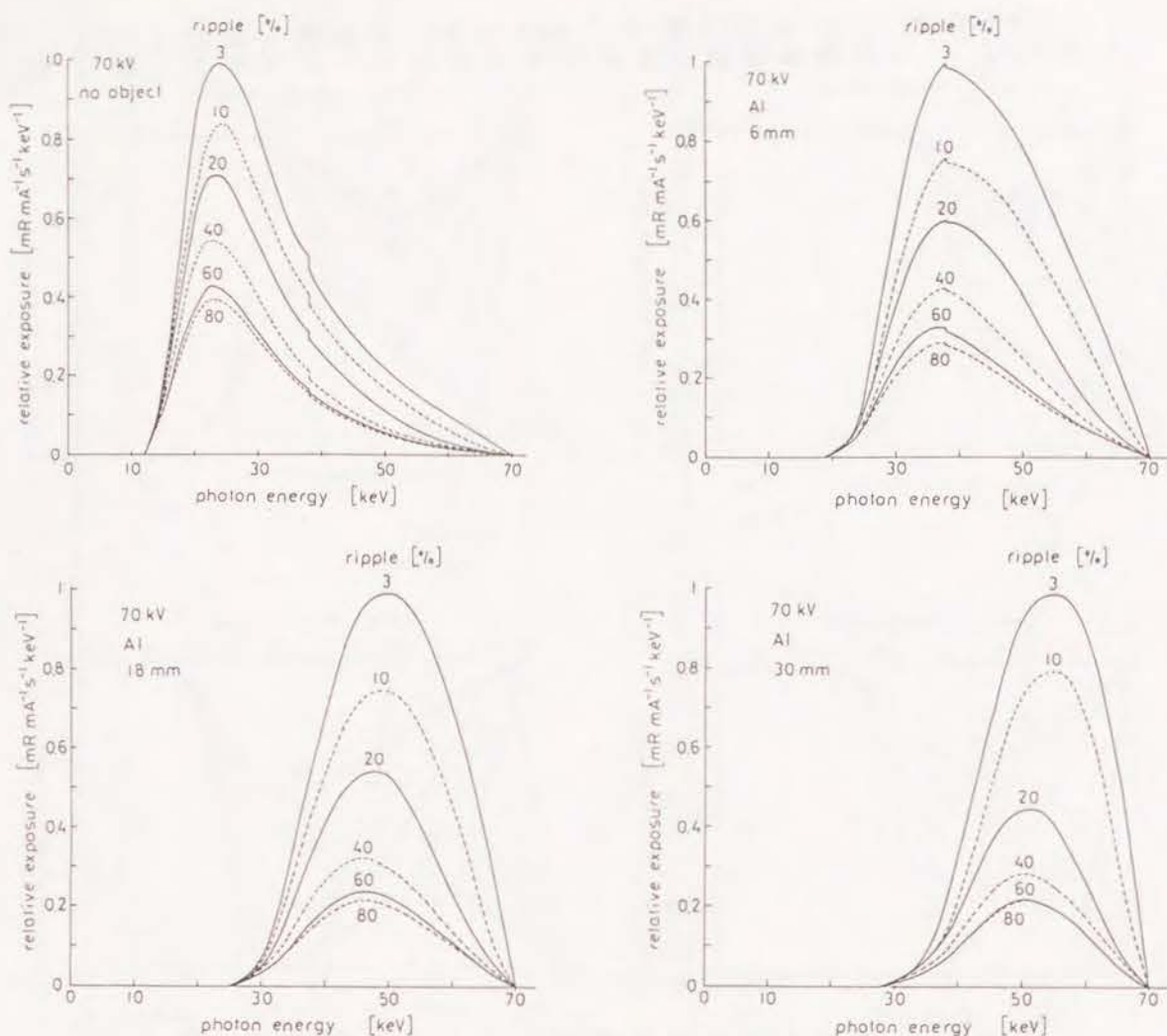
被写体に、アクリル (2.3.1参照) を使用して、Al板の場合と同様な方法で、測定し求めた各スペクトルを3.9図から3.11図に示す。管電圧脈動率及び被写体の厚さの変化に対して、Alの場合と同様な傾向を示しているが、被写体での低エネルギー部分の吸収が小さいので、スペクトル分布の始まりが、Alの場合より低エネルギー側にあり、その幅も広がっている。また、スペクトルのピーク値も低エ



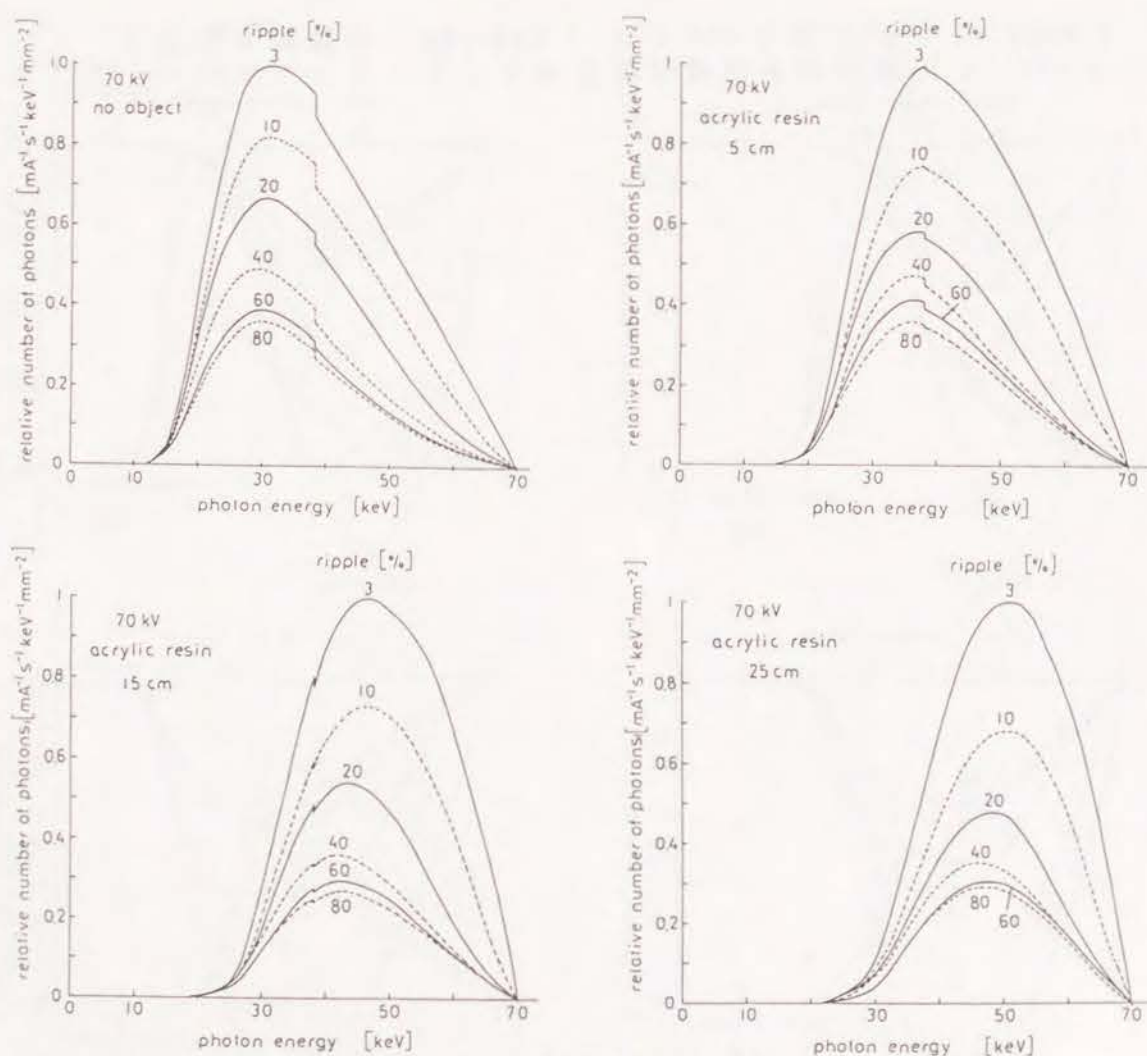
3.6 図 光子スペクトルの管電圧脈動率依存性 ($V=70\text{ kV}$)
(管電圧脈動率: 3% ~ 80% , Al板の厚さ: 0, 6, 18, 30mm)



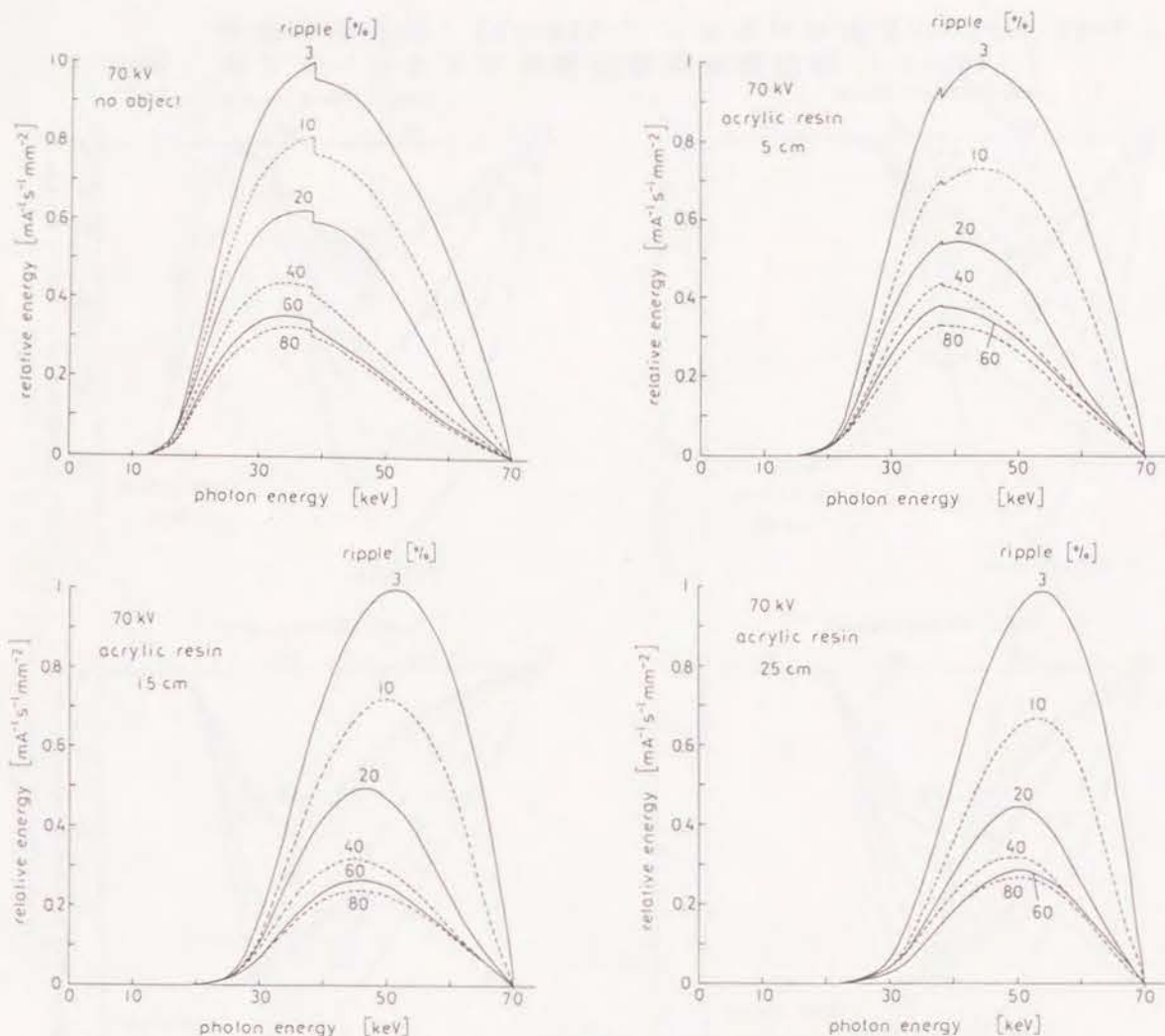
3.7 図 エネルギースペクトルの管電圧脈動率依存性 ($V=70\text{ kV}$)
(管電圧脈動率: 3% ~ 80% , Al板の厚さ: 0, 6, 18, 30mm)



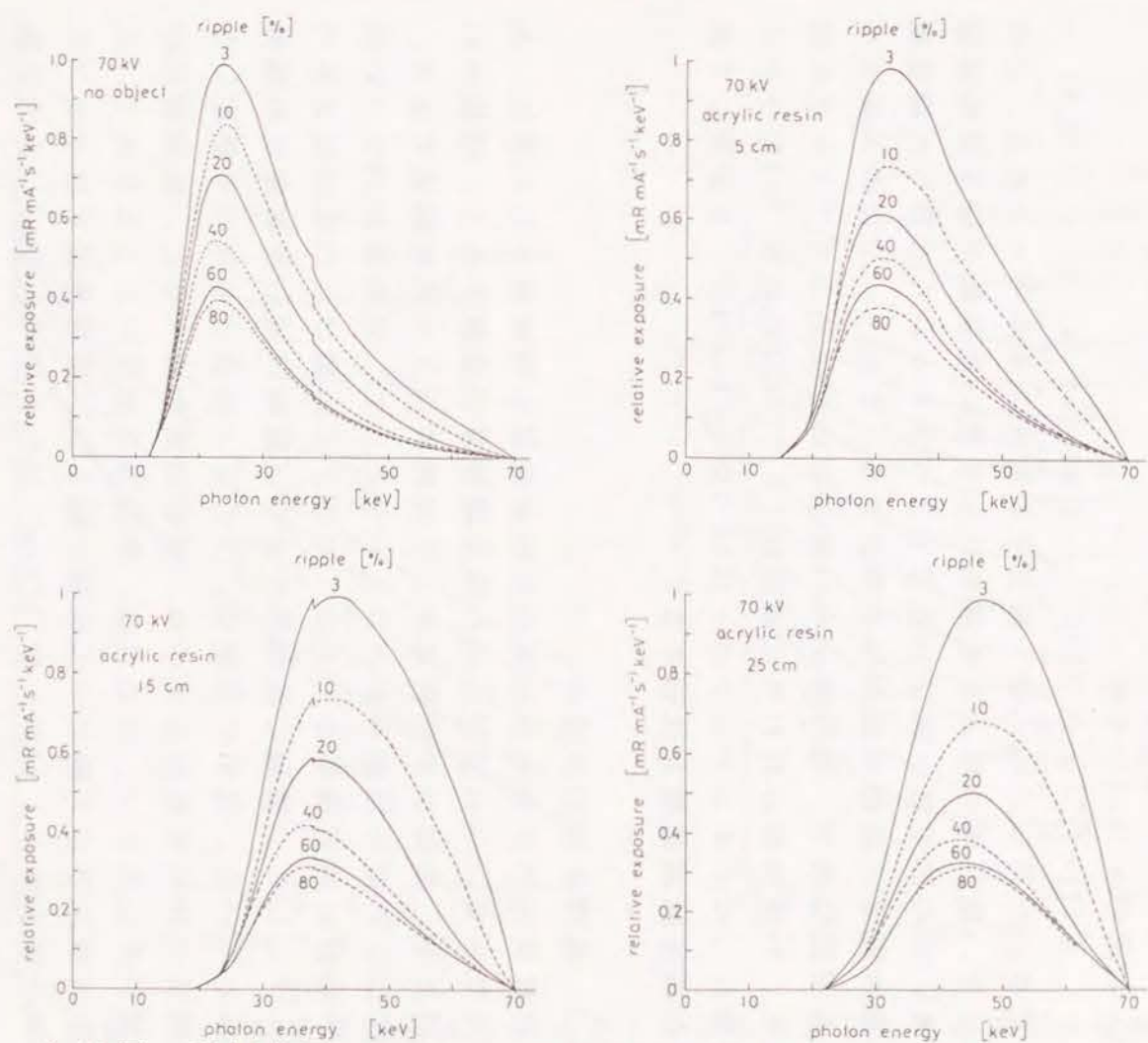
3.8 図 照射線量スペクトルの管電圧脈動率依存性 ($V=70\text{ kV}$)
(管電圧脈動率: 3% ~ 80% , Al板の厚さ: 0.6, 18, 30mm)



3.9 図 光子スペクトルの管電圧脈動率依存性 ($V=70\text{ kV}$)
(管電圧脈動率: 3% ~ 80% , アクリルの厚さ: 0, 5, 15, 25cm)



3.10図 エネルギースペクトルの管電圧脈動率依存性 ($V=70\text{kV}$)
(管電圧脈動率: 3%~80% , アクリルの厚さ: 0, 5, 15, 25cm)



3.11図 照射線量スペクトルの管電圧脈動率依存性 ($V=70\text{kV}$)
(管電圧脈動率: 3%~80% , アクリルの厚さ: 0, 5, 15, 25cm)

エネルギー側にある。

3.6 線量減弱曲線の管電圧脈動率依存性

厚さ T の被写体を透過した後の照射線量 $X(T)$ を求めるには、

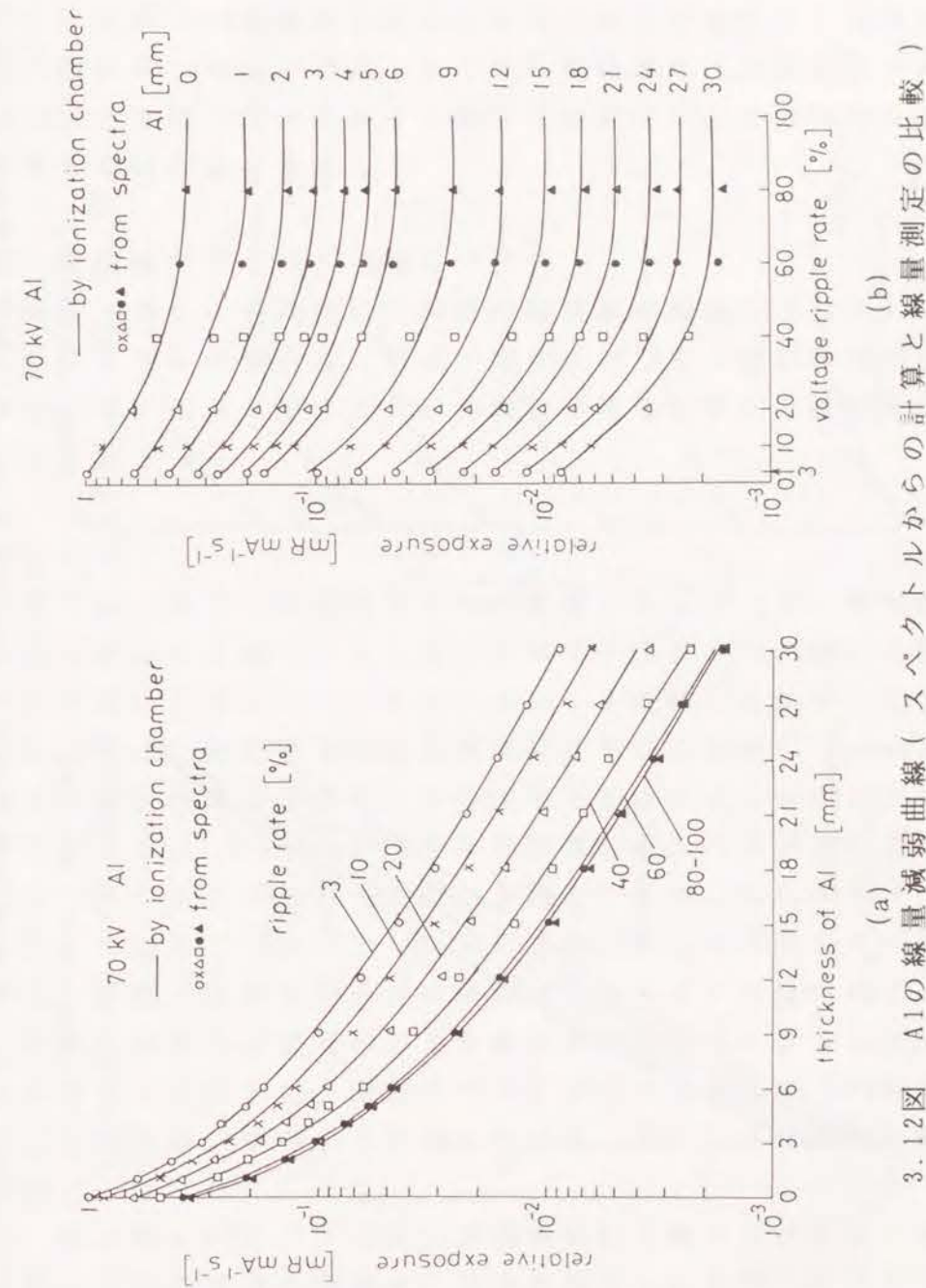
(3.3)式の $\chi(E, T)$ を使って、

$$X(T) = \int_0^{E_{\max}} \chi(E, T) dE \quad [\text{mR} \cdot \text{mA}^{-1} \text{s}^{-1}] \quad (3.8)$$

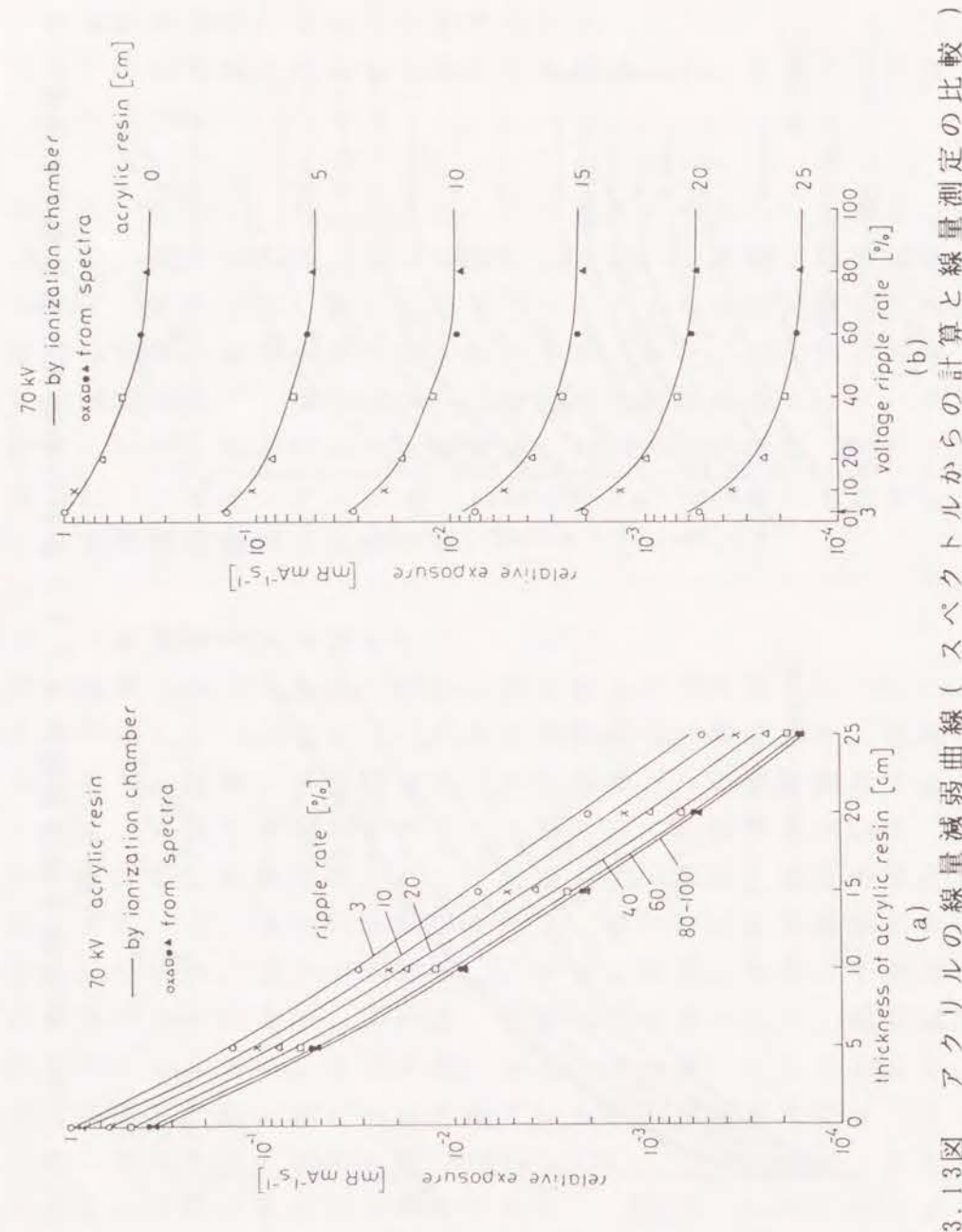
で求まる。ただし、 E_{\max} はX線光子の最大エネルギーである。この $X(T)$ を、被写体の厚さ T を横軸にして描いた曲線が線量減弱曲線である。この節では、測定した光子スペクトルから計算した線量減弱曲線の管電圧脈動率依存性を検討する。また、2.7図のX線スペクトル測定装置で、被写体からGe検出器の間にあるコリメータを取り除き、Ge検出器の代わりに線量計(VICTOREEN社製500型ラドコン線量計)のイオンチェンバー(550-3型と550-4型)を設置して測定した線量減弱曲線と比較する。

3.6.1 被写体がAlの場合

照射線量スペクトルから求めた照射線量の相対値を3.12図に、各種の点で示す。(a)図が、いわゆる線量減弱曲線である。横軸がAl板の厚さで、縦軸が単位管電流、単位時間当りの照射線量である。ここでは、管電圧脈動率をパラメータとして、脈動率が3%で、Al板が無い場合の照射線量を1としている。(b)図は、Al板の厚さをパラメータとして、横軸に脈動率をとり、縦軸は同じ照射線量の相対値を示している。図中の実線は、ラドコン線量計を使って測定した照射線量の相対値を示している。両者の値を比べると、線量測定の方が値が少し大きい。その差は、測定方法の違いによるもので、スペクトル測定ではX線ビームを細く絞るが、線量測定ではイオンチェンバーの大きさ(550-3型 326cm^3 , 550-4型 32.6cm^3)までX線ビームを広げる必要があるためである。(a)図から明らかなように管電圧脈動率が大きくなると、照射線量は小さくなっていく。(b)図を見ると、脈動率40%までは急激に減少し、60%以上で滑らかに



3.12図 Alの線量減弱曲線(スペクトルからの計算と線量測定との比較)



3.13図 アクリルの線量減弱曲線（スペクトルからの計算と線量測定との比較）

飽和していくような管電圧脈動率依存性を示す。また、Al板が厚くなると、脈動率 40%までの減少の割合が大きくなっている。これは、2.2図（第2章）の脈動率に対する管電圧波形の変化から明らかのように、脈動率 40%までの高エネルギー側の落ち込みは急激であるが、40%以上では、低エネルギー側だけが変化し、その変化もそれほど大きくないためである。

3.6.2 被写体がアクリルの場合

被写体にアクリルを使用した場合の線量減弱曲線の比較を3.13図に示す。アクリルの場合は、厚さの変化に対して、照射線量が直線的に減弱している点を除くと、Alの場合と同様な管電圧脈動率依存性を示している。

3.7 まとめ

この章では、まず、X線管から2mの距離（空气中）で、被写体を入れずに測定したX線のエネルギースペクトルと、Kramersの理論を使って計算したエネルギースペクトルとを比較した結果、定性的な傾向としては、同じ管電圧脈動率依存性を示したが、Kramersの理論では、測定結果を定量的に十分説明できないことが明かになった。したがって、Kramersの理論から計算したスペクトルを使用する場合は、スペクトルのピーク値が実際よりも少し低エネルギー側に現れることになり、スペクトル分布全体が少し低エネルギー側に移動する。また、脈動率が小さい場合は、スペクトル分布の高エネルギーの波尾の部分が実際の値よりその強度が小さくなることに注意する必要がある。また、測定スペクトルに合うようにKramersの式を修正した実験式を作って計算した結果、測定スペクトルと約5%の誤差内で一致した。

次に、被写体（Alとアクリル）透過前後のX線スペクトルと線量減弱曲線に対する管電圧脈動率の効果を検討した結果、従来から定性的に言われていた脈動率や被写体の厚さに対するX線の線質の変

化を定量的に確認できた。また、線量計を使って測定した線量減弱曲線との比較では、線量測定の方が照射線量の値が少し高くなった。この傾向は、被写体の厚さが厚くなるほど大きくなる。

第4章 X線写真の画質と患者の被曝線量に 及ぼす管電圧脈動率の効果

4.1 まえがき

従来からX線写真を撮影する場合、管電圧脈動率が小さい方がX線写真の画質が良く、患者の被曝線量も少なくすむと定性的に言われてきた¹⁰³⁻¹⁰⁹⁾。これを定量的に説明するには、基本的な物理量であるX線スペクトルの管電圧脈動率依存性と、X線写真撮影時に使用する増感紙のX線光子エネルギーに対する発光効率スペクトルが必要である。この発光効率スペクトルについては、Vyborny等が、1977年に単色X線源を開発して、6種類の増感紙(CaWO₄増感紙3種、希土類増感紙3種)の測定結果を発表している¹³⁵⁾。しかし、X線スペクトルの管電圧脈動率依存性については、われわれの知る限り現在に至るまで、われわれの研究¹¹⁰⁻¹¹²⁾を除いては発表されていない。

われわれは、X線スペクトルの管電圧脈動率依存性の測定法を確立(第2章)し、管電圧70kVで、脈動率を3%から80%まで変化させた場合のX線スペクトルを測定(第3章)したので、Vyborny等が測定した増感紙の発光効率スペクトルと組み合わせて、増感紙の蛍光量減弱曲線を求めた。これは、われわれが新しく提案するものである。この蛍光量減弱曲線とX線フィルムの特性曲線(露光量と写真濃度の関係)から増感紙・フィルム系を使ってX線写真を撮影した場合に、写真濃度が一定になるX線写真の画質と患者の被曝線量を定量的に検討できるようになった。

この章では、最初に、5種類(CaWO₄増感紙3種、希土類増感紙2種)の増感紙・フィルム系を選び、各系ごとに、同じ写真濃度(D=1.0)にする時のX線写真の画質に及ぼす管電圧脈動率の効果を検討する。1.3.2で述べた画質の四つの物理的要因{①写真コントラスト②ラチチュード、③鮮鋭度(又は分解能)、④粒状}のうち、ここでは、①の写真コントラストと③の鮮鋭度だけを考える。②の

ラチチュードと④の粒状については、次章以降で検討する。

①の写真コントラストは、蛍光量減弱曲線を使って検討する。③の鮮鋭度を悪くする原因は三つある。一つは②焦点の幾何学的ぼけで、一つは⑥増感紙・フィルム系でのぼけで、もう一つは⑤被写体の運動によるぼけである。ここでは、X線写真撮影系の幾何学的配置を一定にして、同じX線管を使い、各増感紙・フィルム系ごとにその管電圧脈動率依存性を検討するので、⑤の被写体の運動によるぼけだけが問題になる。被写体の運動によるぼけは、通常、X線の照射時間に比例するので、一定濃度のX線写真を作るのに必要な照射時間の管電圧脈動率依存性を求めて、被写体の運動によるぼけ、すなわち鮮鋭度を検討する。ここで、使用する被写体はAl 30mm とアクリル 25cmである。

次に、患者の被曝線量は、X線写真撮影では近似的に皮膚表面位置での照射線量に比例する(第1章 1.1)ので、ここでは、同じ写真濃度にするための被写体表面位置での照射線量を求めて、その管電圧脈動率依存性を検討する。

最後に、X線スペクトルから計算したこれらの結果を、実際のX線写真と線量測定から求めた測定結果と比較検討する。その結果から、理想的な直流電源(管電圧脈動率0%)と比較して、どの程度の管電圧脈動率までが実用的であるかを明らかにする。また、従来から使用している三相装置(脈動率約10%~20%)と単相装置(脈動率100%)の性能の優劣を論じる。この時、写真コントラストを三相装置と同等にするために、単相装置の管電圧を上げて写真撮影する場合についても検討する。

4.2 増感紙の蛍光量減弱曲線¹⁾²⁾

一定濃度でのX線写真の画質(写真コントラストと被写体の運動によるぼけ)と、被写体表面位置での照射線量を求めるためには、mAs当りの線量減弱曲線(第3章)の他に、mAs当りの増感紙の蛍光量減弱曲線が必要である。

4.1図に、増感紙の蛍光量減弱曲線の計算法を示す。

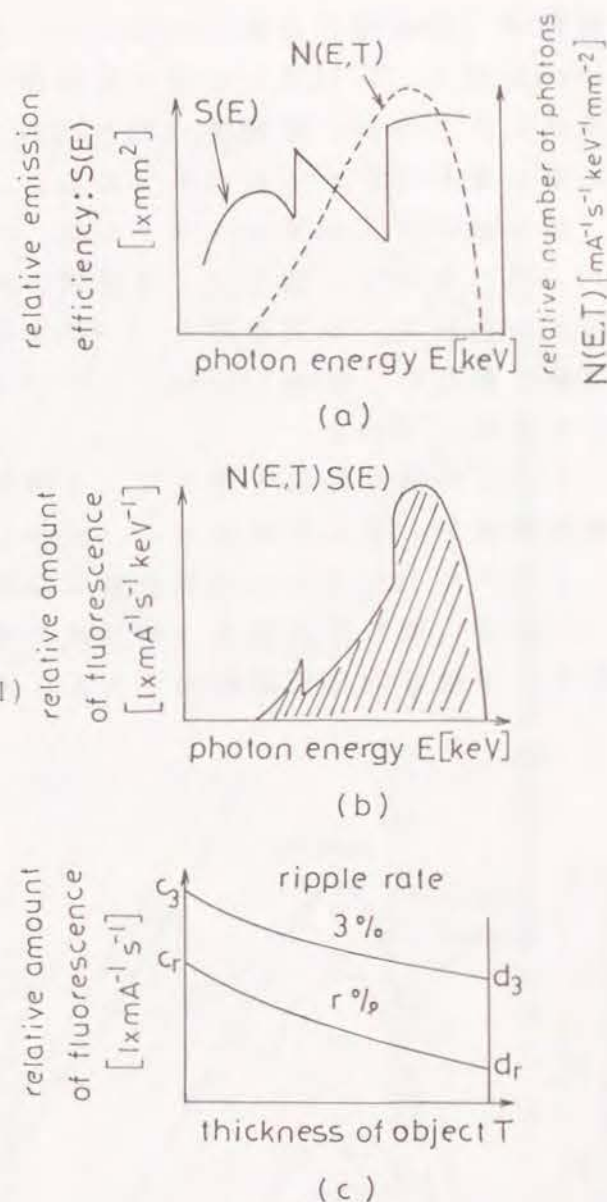
(a)図の被写体透過後のmAs当りのX線の光子スペクトル $N(E, T)$ (点線)と増感紙の発光効率スペクトル $S(E)$ (実線)の積をとって、(b)図のようなmAs当りの蛍光量スペクトルを作り、これを積分して求めたmAs当りの蛍光量

$$F(T) = \int_0^{E_{max}} N(E, T) \cdot S(E) dE$$

$$[1x \text{ mA}^{-1} \text{ s}^{-1}] \quad (4.1)$$

を被写体の厚さ T に対してプロットすると、(c)図のようなmAs当りの増感紙の蛍光量減弱曲線が求まる。

ここでは、管電圧を70kVとし、被写体はAlとアクリルを使用して、管電圧脈動率を3%から80%まで変えて測定したX線の光子スペクトル(第3章の3.6図と3.9図)を使う。4.1図 増感紙の蛍光量減弱曲線の計算法

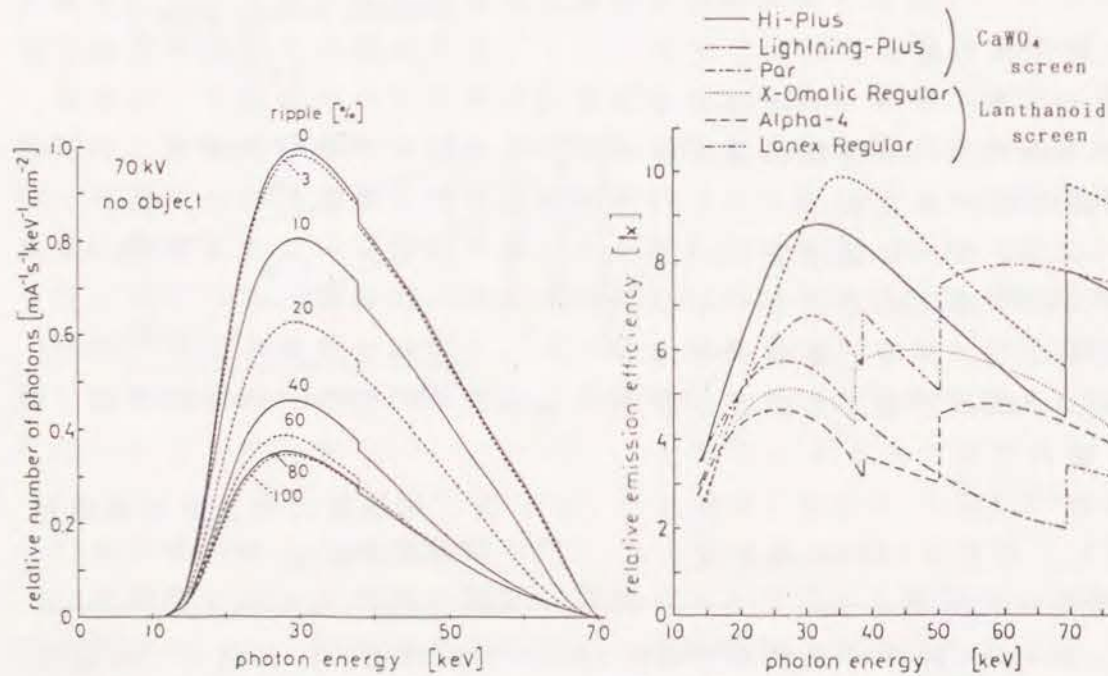


* mAsはX線管に流れる管電流(mA)と照射時間(s)の積で、X線スペクトル分布の各光子エネルギー当りの光子数、エネルギー又は照射線量に比例する。従って、増感紙の蛍光量にも比例する。

脈動率 80%の場合と変わらないとした。その理由は、修正したKramersの式 { (3.7) 式 } を使って計算した理論スペクトル (4.2図) の形状と大きさが、脈動率 80%と100%ではほとんど等しく線量測定の結果も変わらなかったからである。

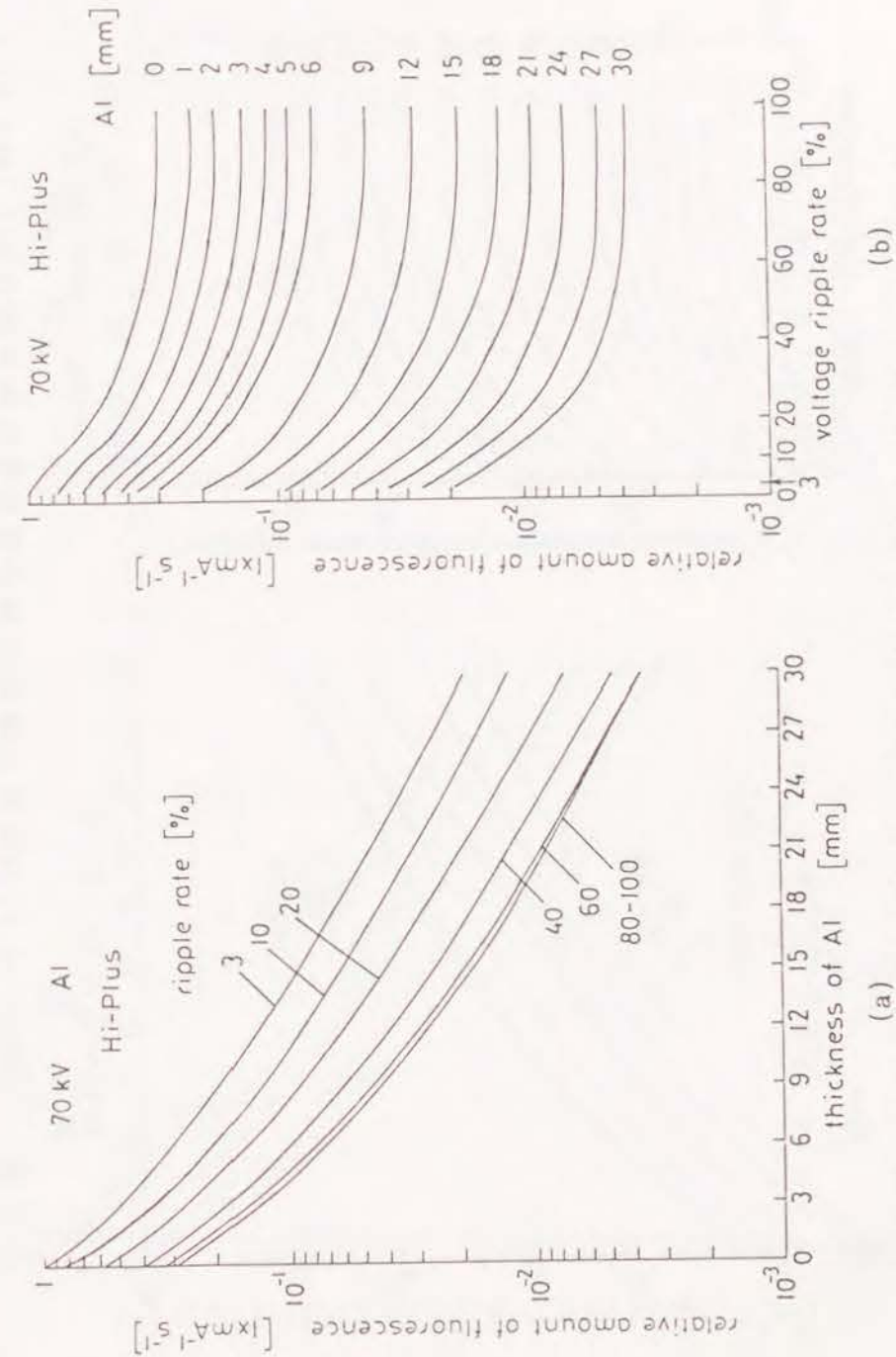
増感紙の発光効率スペクトルは、Vyborny 等¹³⁵⁾が測定した結果 (4.3図) を使う。彼らは、6種類の増感紙とRP/SのX線フィルムを組み合わせ、写真濃度を 1.0にする時のX線の光子フルエンスの逆数を測定し、感度 (speed) スペクトルとして、発光効率スペクトルを表現している。

これらの測定結果を使って、5種類の増感紙の mAs当りの蛍光量減弱曲線を計算した結果を 4.4図～4.13図に示す。各図で (a)図はいま述べた mAs当りの蛍光量減弱曲線の管電圧脈動率依存性を示し (b)図は、同じ蛍光量を、被写体の厚さをパラメータとして示してある。横軸は管電圧脈動率である。各図は、被写体が無い場合の脈

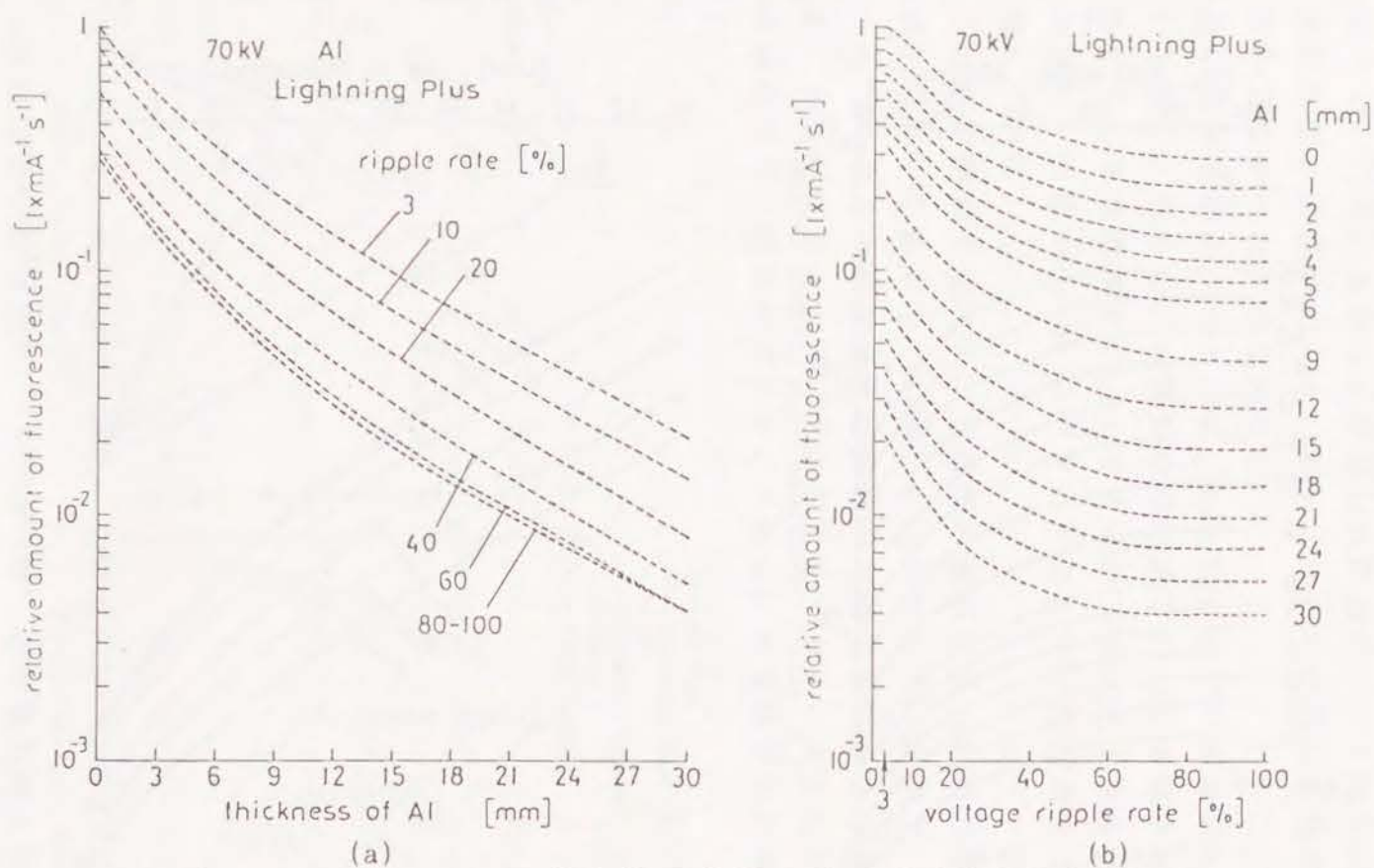


4.2図 理論計算した光子
スペクトル

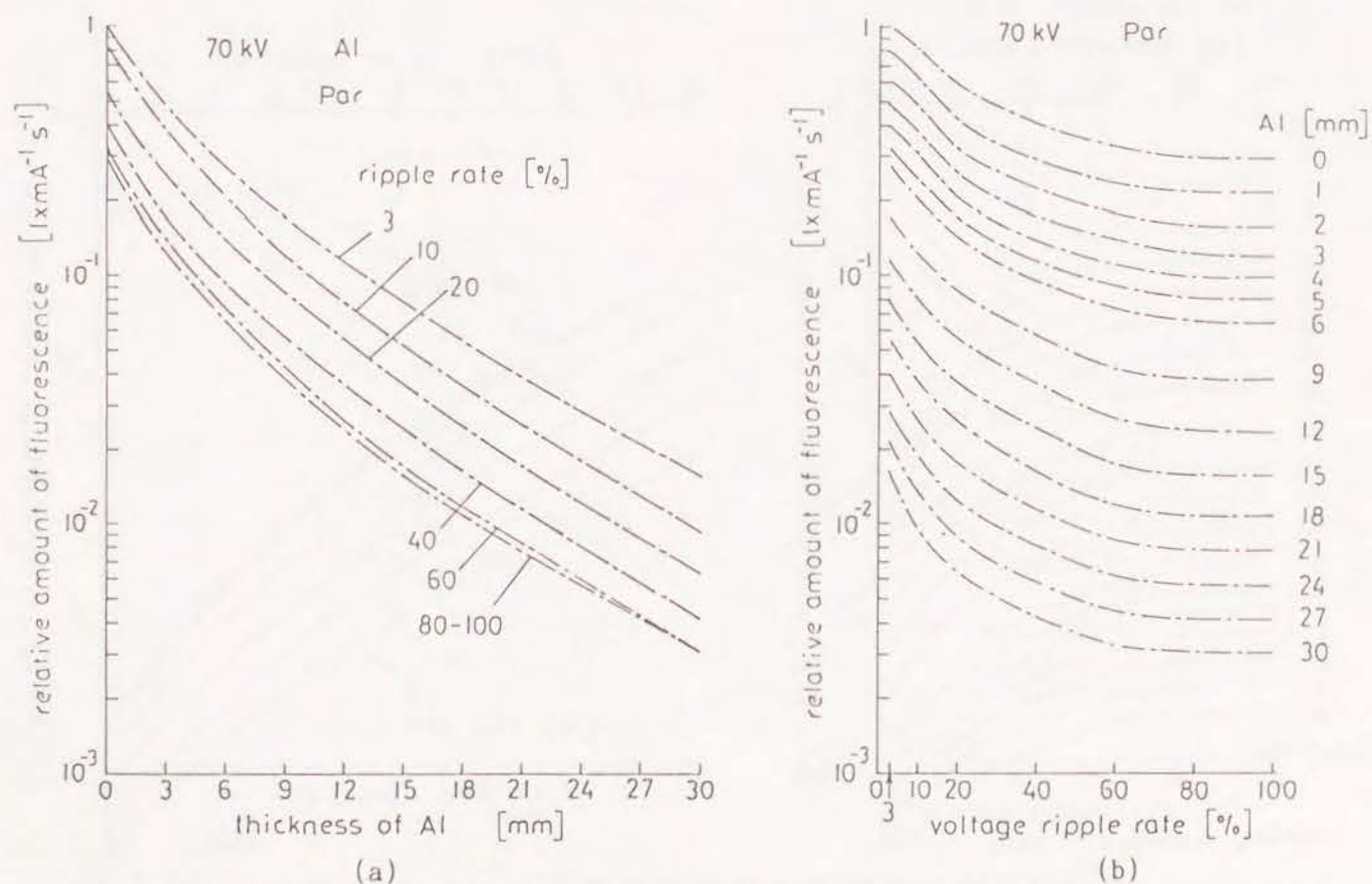
4.3図 増感紙の発光効率
スペクトル¹³⁵⁾



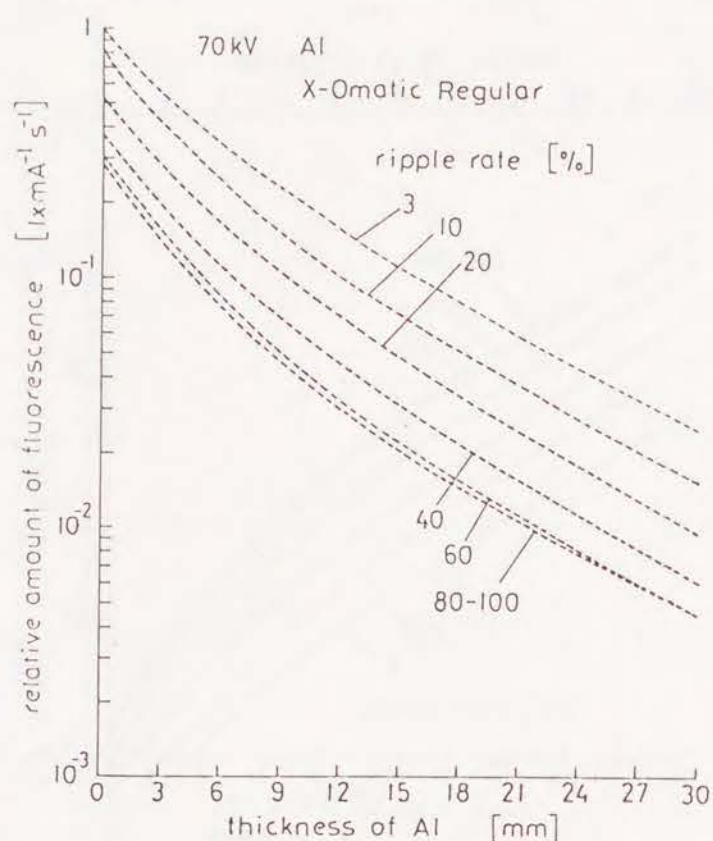
4.4図 Hi-Plus の蛍光減弱曲線の管電圧脈動率依存性 (70kV, Al)



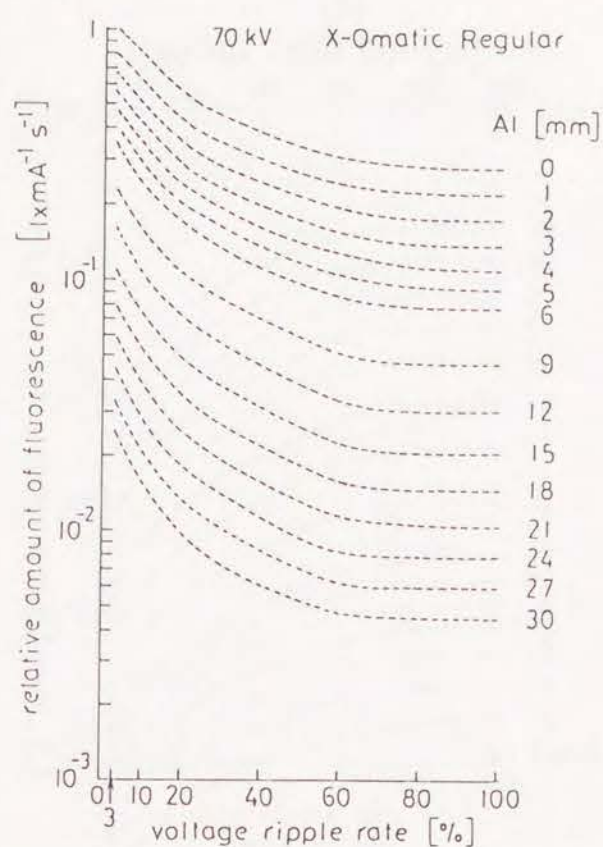
4.5 図 Lightning Plusの蛍光減弱曲線の管電圧脈動率依存性 (70kV, Al)



4.6 図 Par の蛍光減弱曲線の管電圧脈動率依存性 (70kV, Al)

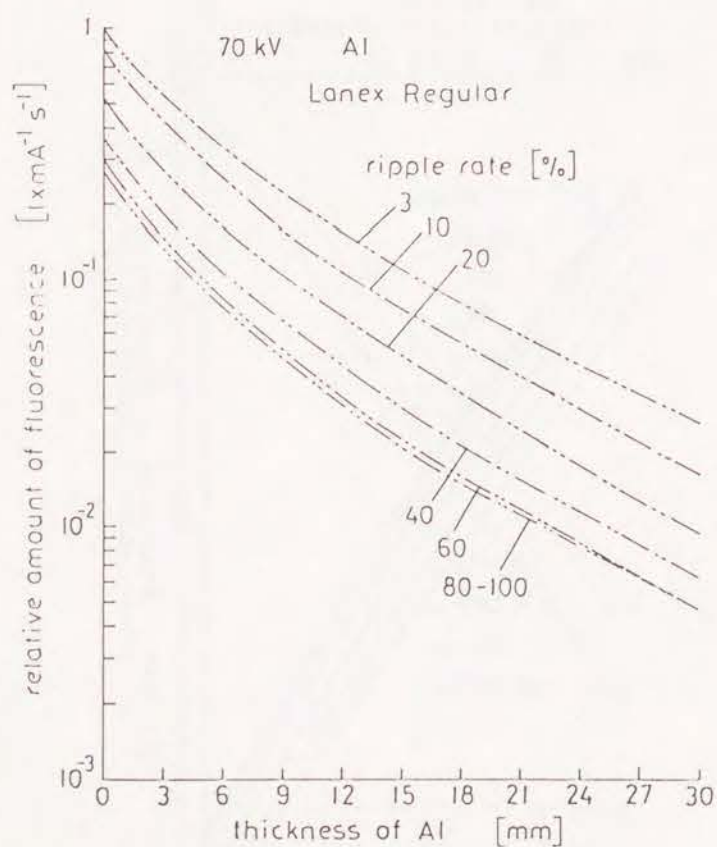


(a)

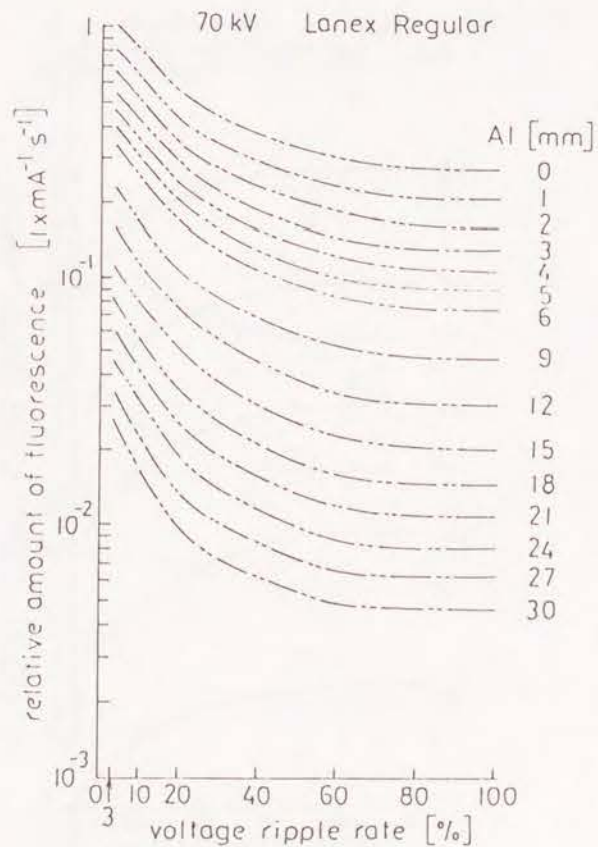


(b)

4.7 図 X-Omatic Regularの蛍光減弱曲線の管電圧脈動率依存性 (70kV, Al)

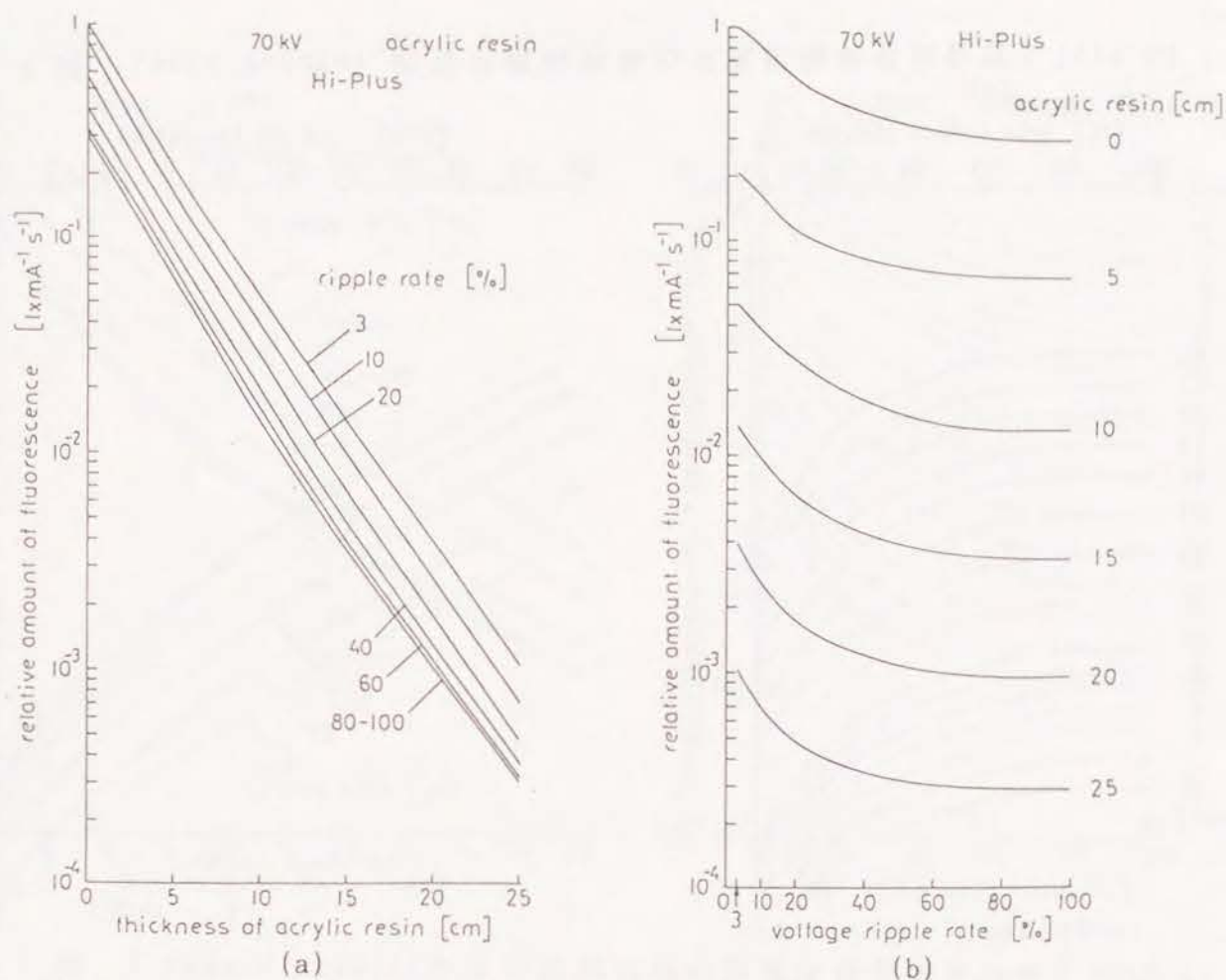


(a)

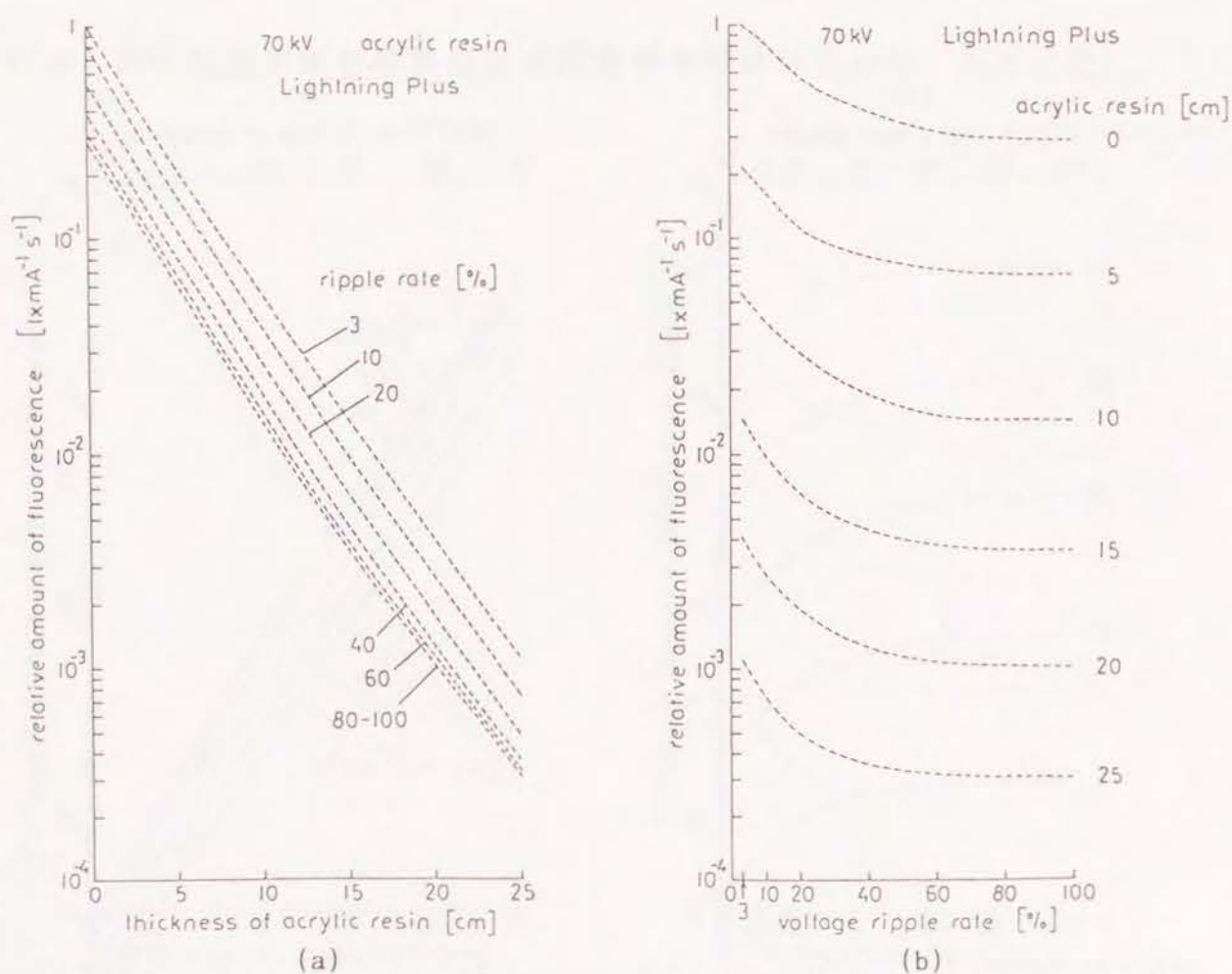


(b)

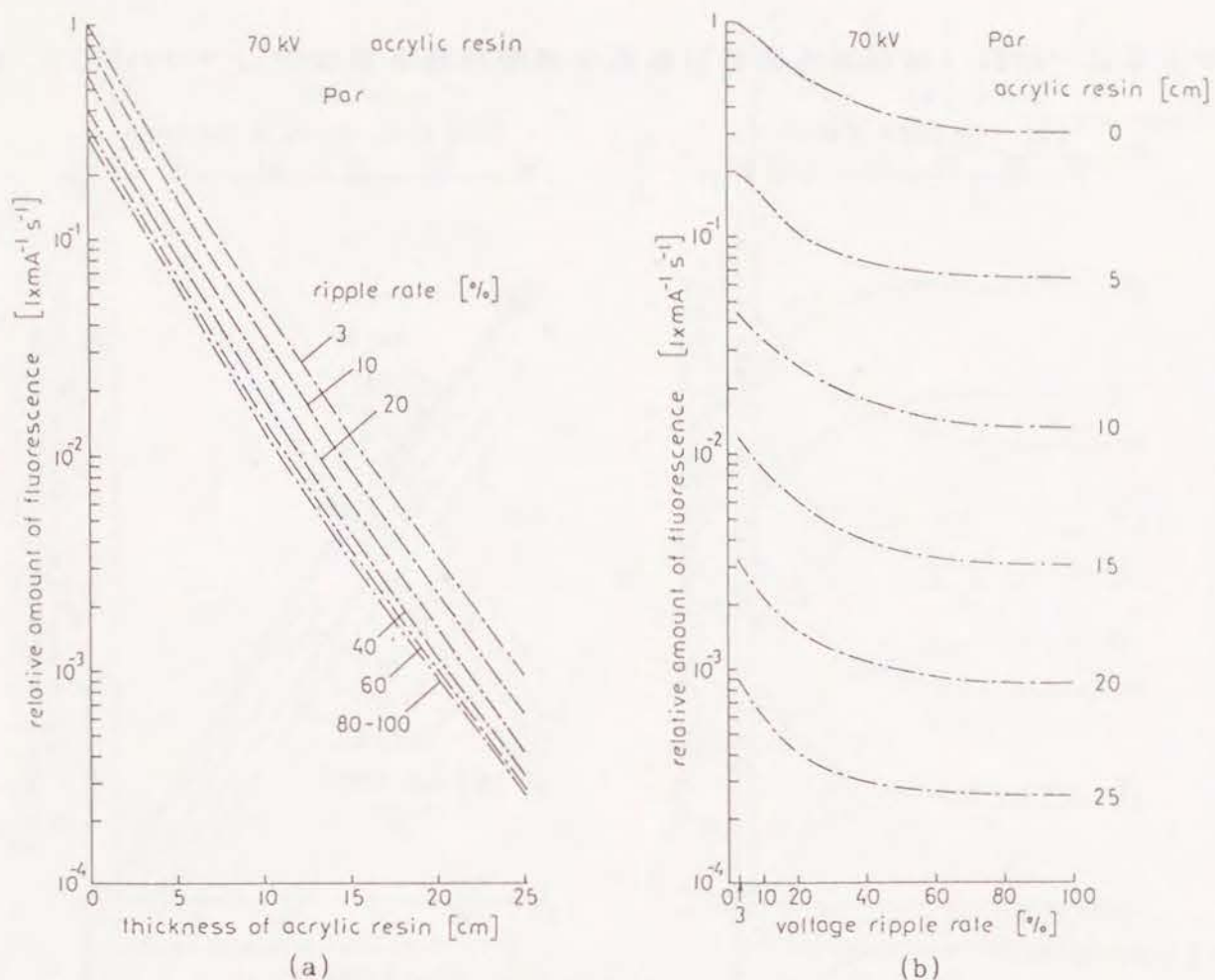
4.8 図 Lanex Regular の蛍光減弱曲線の管電圧脈動率依存性 (70kV, Al)



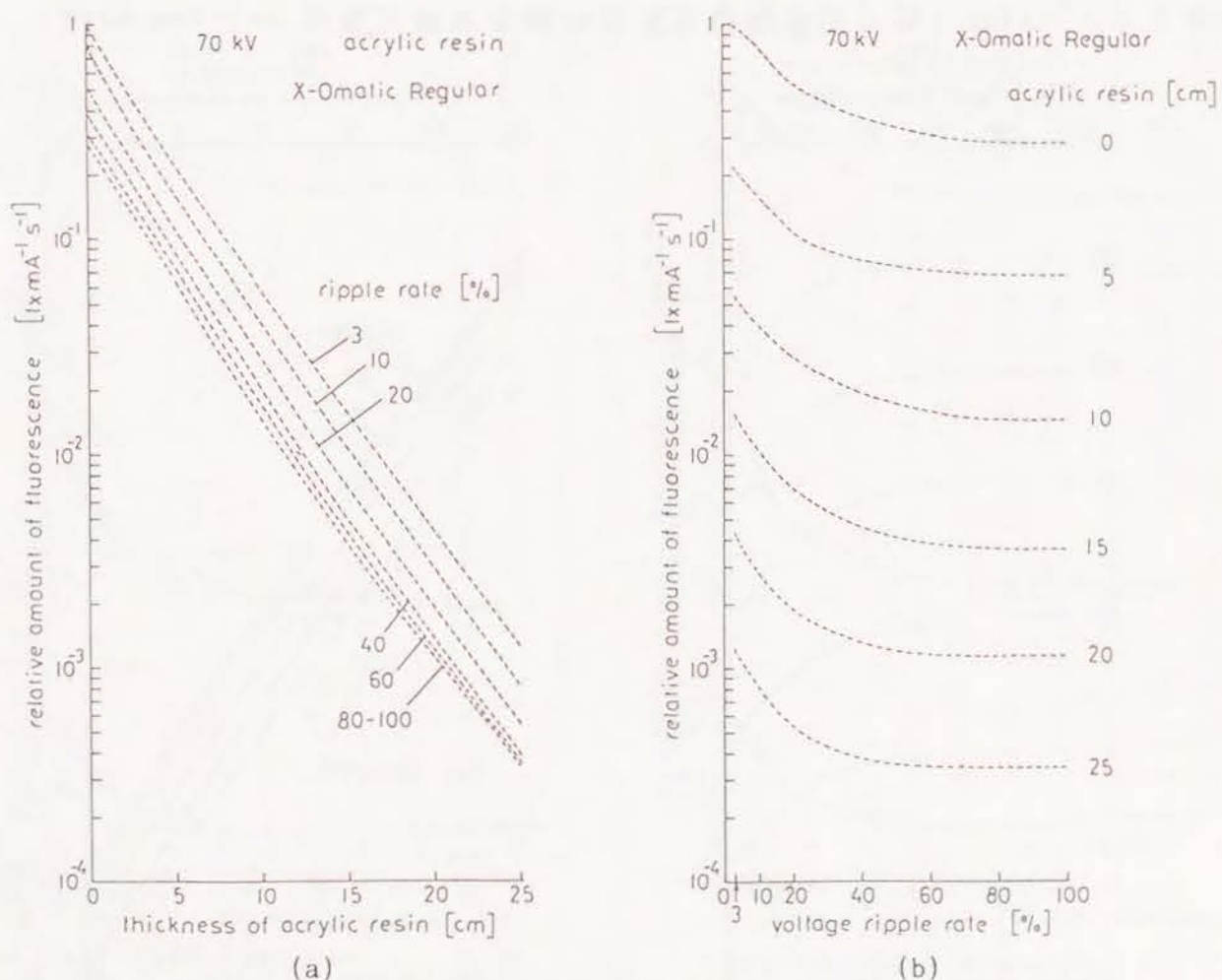
4.9 図 Hi-Plus の蛍光減弱曲線の管電圧脈動率依存性 (70kV, アクリル)



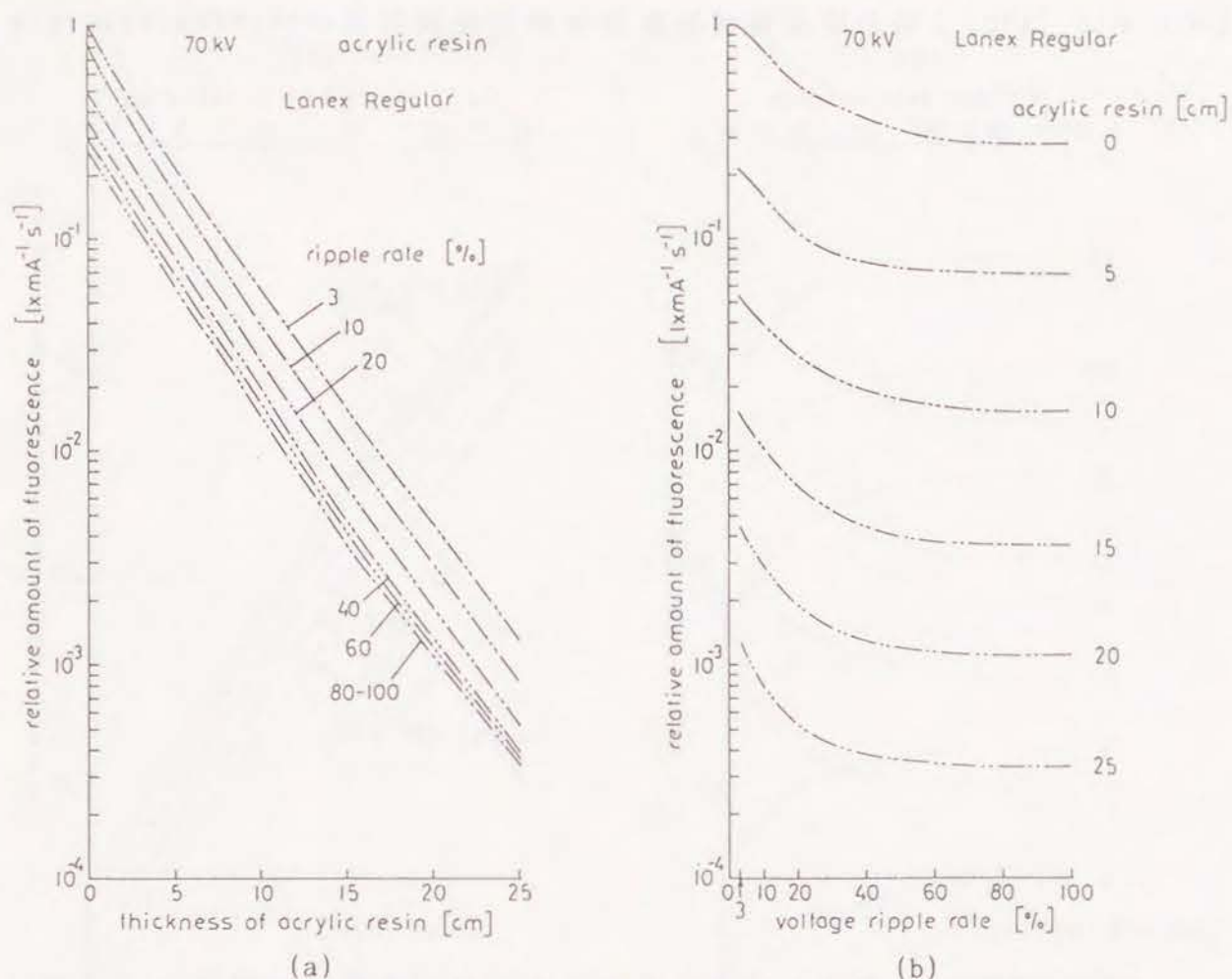
4.10 図 Lightning Plus の蛍光減弱曲線の管電圧脈動率依存性 (70kV, アクリル)



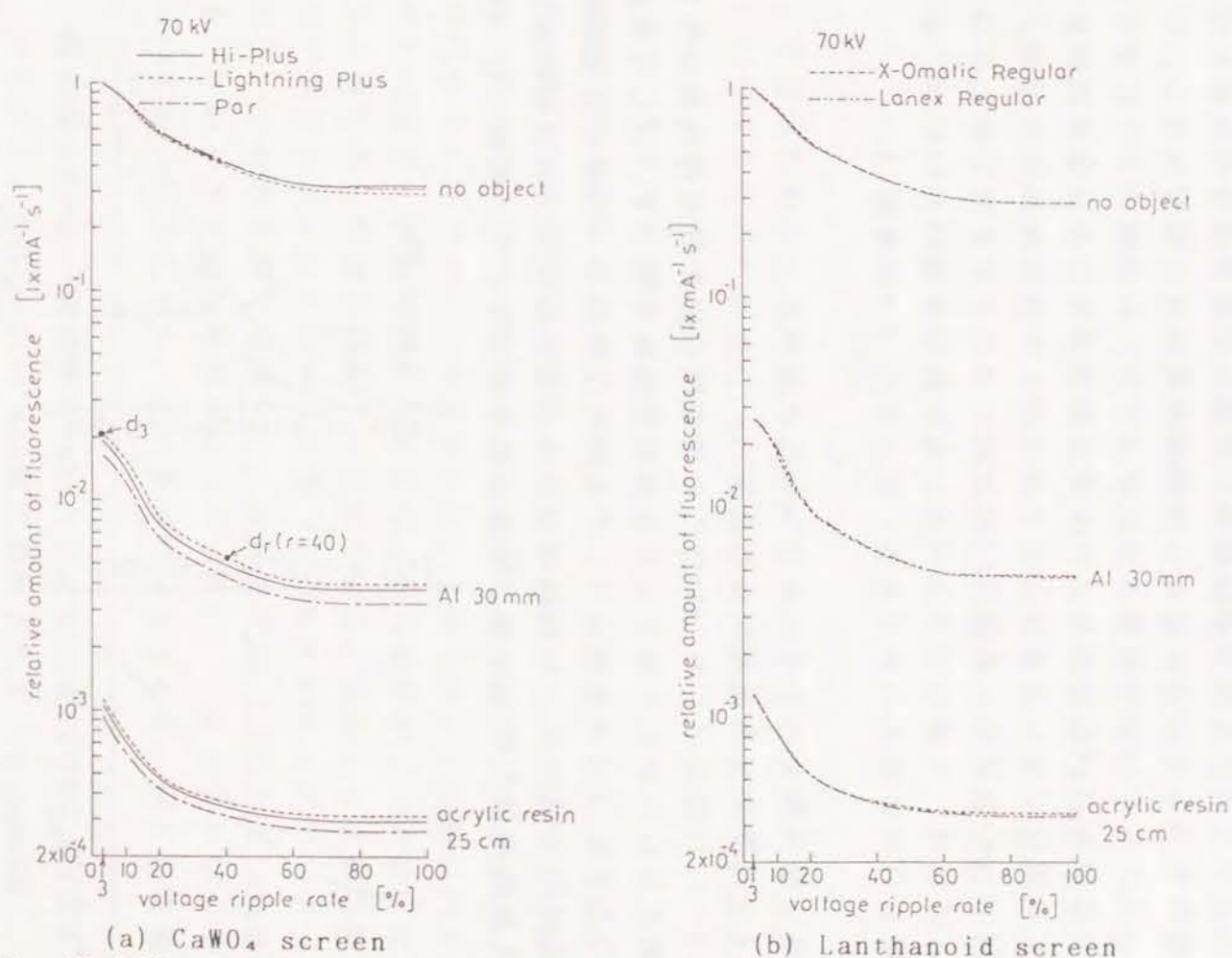
4.11図 Par の蛍光減弱曲線の管電圧脈動率依存性 (70kV, アクリル)



4.12図 X-Omatic Regularの蛍光減弱曲線の管電圧脈動率依存性 (70kV, アクリル)



4.13図 Lanex Regular の蛍光減弱曲線の管電圧脈動率依存性 (70kV, アクリル)



4.14図 増感紙の蛍光量の管電圧脈動率依存性 (被写体なし, Al30mm, アクリル25cm)

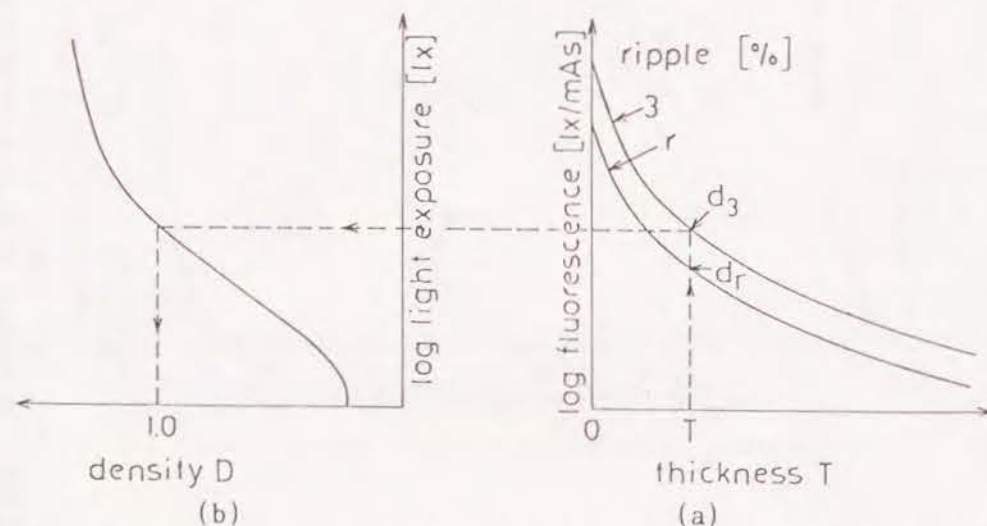
動率3%の蛍光量を1として、各脈動率の相対値を示している。これらの図から明らかなように、蛍光量減弱曲線の管電圧脈動率依存性は、第3章で述べた線量減弱曲線の管電圧脈動率依存性とほとんど同じ傾向を示している。また、増感紙の違いを、被写体なし、Al 30mm、アクリル25cmの場合について示すと、4.14図のようになる。

この図から CaWO_4 増感紙よりも希土類増感紙の方が管電圧脈動率に対する変化が少し大きいようであるが、その差はあまりない。また、Al 30mm の場合、脈動率 60%と80% でほとんど同じ値になっている。これは、X線の光子スペクトルが脈動率 60%と80% が、ほとんど同じ分布になるためである(第3章の 3.6図参照)。

4.3 同じ写真濃度にするための mAs比の求め方

4.3.1 X線スペクトルからの計算

4.4~4.13図に示した mAs当りの増感紙の蛍光量減弱曲線の管電圧脈動率依存性からX線フィルムの特性曲線を使って、同じ写真濃度(ここでは $D=1.0$ とする)にするために必要な mAs値の管電圧脈動率依存性を求める。4.15図の(a)に、増感紙の蛍光量減弱曲線の管電圧脈動率依存性を示す。横軸は被写体の厚さで、縦軸には mAs



4.15図 被写体の厚さ、増感紙の蛍光量、フィルム濃度の関係

当りの蛍光量を対数で目盛っている。被写体の厚さTで、管電圧脈動率3%での蛍光量を d_3 、 $r\%$ での蛍光量を d_r とする。4.15図の(b)はX線フィルムの特性曲線(露光量 E^1 の対数と写真濃度との関係)を示す。いま、管電圧脈動率3%の場合に、被写体の厚さTで、写真濃度Dを1.0にするために必要な露光量を発生するように mAs値を調整したとする。他の管電圧脈動率 $r\%$ では、同じ被写体の厚さTで、露光量が d_r ($d_r < d_3$) なので、 $D=1.0$ の写真濃度にするためには mAs値を d_3/d_r 倍に大きくして、脈動率3%の場合と同じ露光量を発生するようにしなければならない。この

$$\text{mAs比} = \frac{d_3}{d_r} \quad (4.2)$$

を、管電圧脈動率 r の関数としてプロットすると、同じ写真濃度($D=1.0$)にするために必要な mAs値の管電圧脈動率依存性が求まる。

4.3.2 X線写真を用いた直接測定

撮影したX線写真の濃度を測定し、写真濃度Dを1.0にする撮影条件から mAs値の管電圧脈動率依存性が求まる。X線写真の撮影方法は、第3章で述べた線量測定と同じ実験配置で、イオンチェンバーの代わりにカセット *2 を設置して、X線スペクトル測定時と同じkV値とmA値で、照射時間 t を変えて、写真濃度が1.0前後になるようなX線写真を何枚か撮影する方法である。撮影したX線写真の濃度をデンシトメータ(コニカ社製 PDA-25 0.5mm ϕ アパーチャ)で測定し、その測定値を補間して、写真濃度が1.0になる mAs値を求める。これを各管電圧脈動率について行い、(4.2)式を使って、脈動率3%との mAs比を求め、これをプロットすると、同じ写真濃度(

*1 露光量 $E(T)$ は、増感紙の mAs当りの蛍光量 $F(T)$ に mAs値を掛けたもので、 $E(T) = F(T) \times \text{mAs値}$ で表わされる。

*2 X線フィルムを増感紙の間に挟んで、全面平等に密着するようにしたフィルム収納ケースのことで、Al製のものが多い。

$D=1.0$)にするために必要な mAs 値の管電圧脈動率依存性が求まる。
ここで、使用した X 線フィルムは富士フィルム社製の RX である。

4.4 同じ写真濃度にするための被写体表面位置での

照射線量の求め方

4.4.1 X 線スペクトルからの計算

X 線源、被写体、カセットの幾何学的配置が変わらなければ、被写体表面位置での照射線量と、被写体が無い場合のカセットの位置での照射線量の比は一定である。この比例定数を g とする。この関係を使うと、 mAs 当りの増感紙の蛍光量減弱曲線 (4.14 図) と第 3 章から求めた照射線量 (4.16 図の各種の点) の管電圧脈動率依存性から、同じ写真濃度にするための被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性を求めることができる。

まず、管電圧脈動率 3% の場合の被写体表面位置での照射線量の求め方を例として説明する。4.16 図から求めた被写体が無い場合の照射線量 a_3 と、被写体透過後の照射線量 b_3 との比 a_3/b_3 に比例定数 g を掛けると、増感紙に単位線量を当てるのに必要な被写体表面位置での照射線量になる。次に、被写体透過後に同じ照射線量 b_3 が当たっても、増感紙の蛍光量 d_3 (4.14 図) が異なるので、 b_3/d_3 を掛けるさらに、写真濃度を 1.0 にするための mAs 比 (管電圧脈動率 3% の場合は 1) を掛けると、写真濃度を 1.0 にするための被写体表面位置での照射線量は、

$$g \cdot \left(\frac{a_3}{b_3} \right) \cdot \left(\frac{b_3}{d_3} \right) \cdot 1 = g \cdot \left(\frac{a_3}{d_3} \right) \quad (4.3)$$

となる。この値を他の管電圧脈動率 $r\%$ について求め、各増感紙・フィルム系ごとに脈動率 3% の場合を 1 として、その相対値をとると、

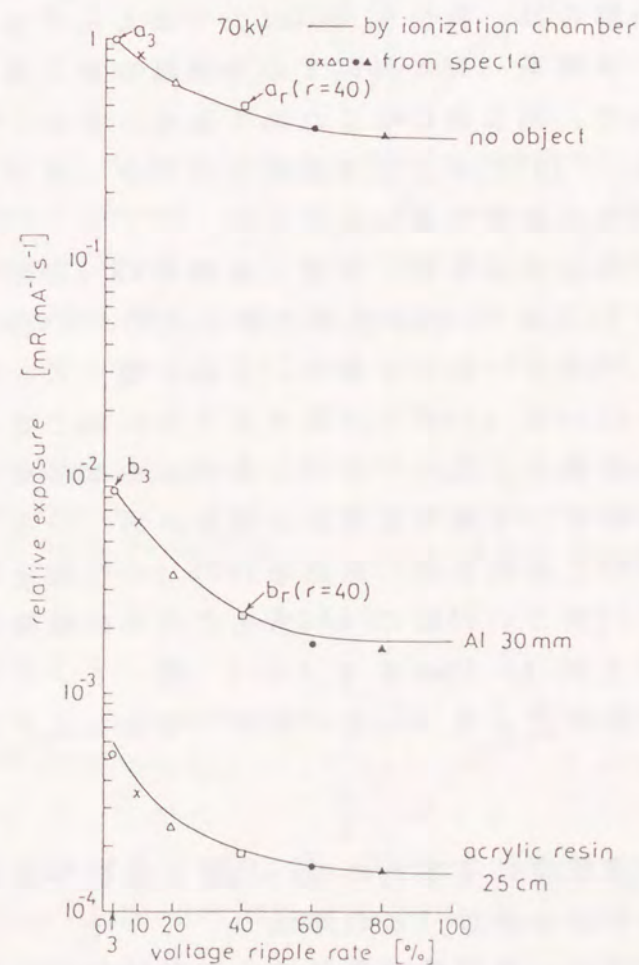
$$\frac{g \cdot \left(\frac{a_r}{b_r} \right) \cdot \left(\frac{b_r}{d_r} \right) \cdot \left(\frac{d_3}{d_r} \right)}{g \cdot \left(\frac{a_3}{d_3} \right)} = \left(\frac{a_r}{a_3} \right) \cdot \left(\frac{d_3}{d_r} \right)^2 = \left(\frac{a_r}{a_3} \right) \cdot (\text{mAs 比})^2 \quad (4.4)$$

となる。

(4.4) 式と 4.14 図、4.16 図を使って、写真濃度を 1.0 にするための被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性を求める。

4.4.2 X 線写真と線量計を用いた測定

4.3.2 で X 線写真を撮影して求めた mAs 比と、線量計を使って測定した照射線量の管電圧脈動率依存性 (4.16 図の実線) を (4.4) 式に代入して、写真濃度 D を 1.0 にするための被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性を求める。



4.16 図 照射線量の管電圧脈動率依存性 (Al 30mm と アクリル 25cm)

4.5 結果と考察

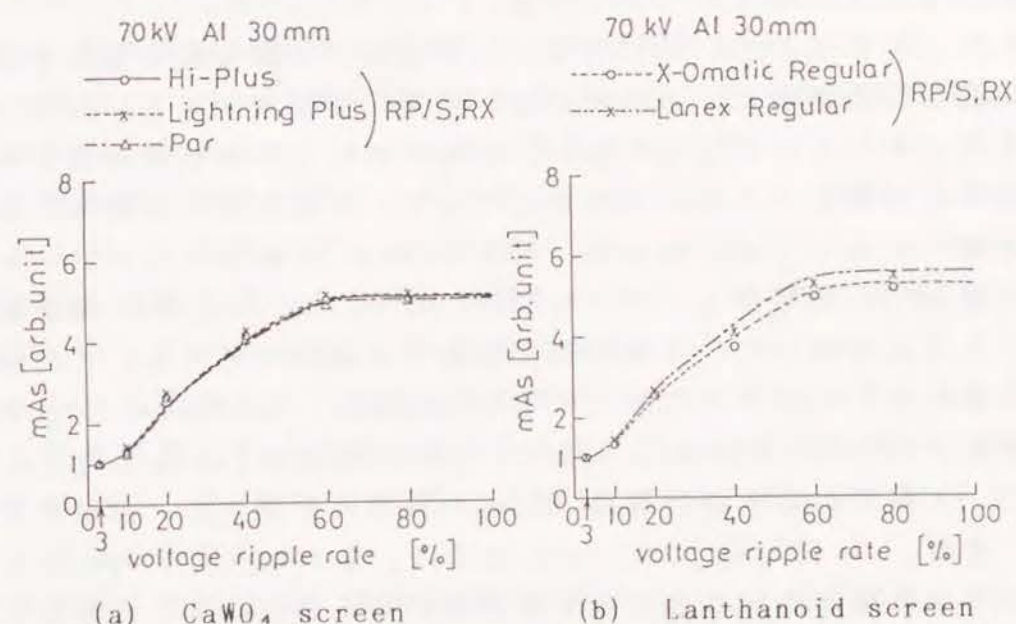
4.5.1 同じ写真濃度にするための mAs 値の管電圧脈動率依存性

4.3 で説明した方法で、Al 30mm とアクリル 25cm の被写体について求めた mAs 値の管電圧脈動率依存性をそれぞれ、4.17 図と 4.18 図に示す。各図の (a) が CaWO_4 増感紙の場合で、(b) が希土類増感紙の場合である。図中の各線が X 線スペクトルから計算した値で、各種の点が X 線写真から直接測定した値である。これらを見比べると mAs 値は、Al の場合は管電圧脈動率 60% まで、アクリルの場合は 40% まで、急激に上昇し、それ以上では穏やかに飽和している。ただし、Al 30mm の場合は、脈動率 60% 以上でほとんど水平になってしまう。これは、脈動率 60% と 80% での増感紙の蛍光量 (4.4 図 ~ 4.8 図) が Al 30mm で、同じ値になるためである。また、増感紙・フィルム系の違いは、(b) の希土類増感紙の方が少し値が大きい、管電圧脈動率依存性はあまり変わらない。

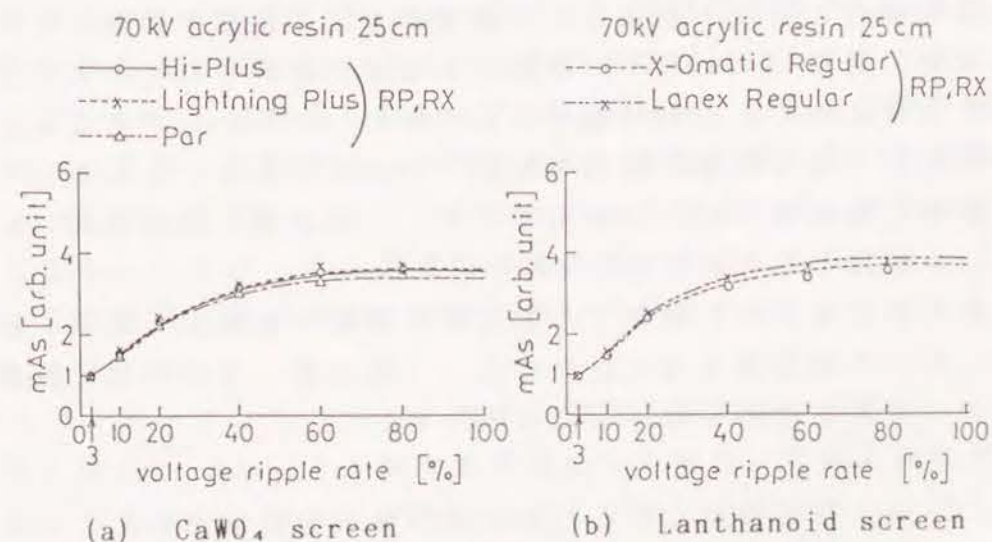
ここで、理想的な直流電源 (管電圧脈動率 0%) の場合を考えるとその理論スペクトルは 4.2 図から明らかのように、管電圧脈動率 3% の場合より約 1.7% 大きいだけである。これを使って、例えば、アクリル 25cm の Hi-Plus の mAs 値を計算すると約 0.96 となる。この結果から、脈動率 3% の場合と比べて約 4% しか小さくならないことが推定される。また、現在、X 線写真撮影に使用されている三相装置 (脈動率約 10% ~ 20%) と単相装置 (脈動率 100%) の性能を管電圧脈動率から比べる。4.17 図と 4.18 図の mAs 値をこれらの脈動率で比較すると、単相装置の方が Al 30mm で 2.0 ~ 4.1 倍、アクリル 25cm で 1.5 ~ 2.5 倍も、三相装置より mAs 値が大きくなることが定量的に評価できる。

4.5.2 同じ写真濃度にするための mAs 値と X 線写真の鮮鋭度 (運動によるぼけ) との関係

X 線写真撮影では、被写体の運動によるぼけを小さくするために通常、X 線管の最大許容電流 (mA 値一定) で撮影するので、mAs 値



4.17 図 mAs 値の管電圧脈動率依存性 (70kV, Al 30mm)



4.18 図 mAs 値の管電圧脈動率依存性 (70kV, アクリル 25cm)

の比は、照射時間もそのまま比例する。したがって、4.5.1で示した mAs値の管電圧脈動率依存性は、そのまま照射時間の管電圧脈動率依存性で見なすことができる。

4.5.1の結果から、同じ管電圧、管電流でX線写真を撮影する場合、同じ写真濃度にするためには、管電圧脈動率が大きいほど mAs値を大きくしなければならない。そのために、照射時間が長くなり、被写体の運動によるぼけが大きくなって、X線写真の鮮鋭度（又は分解能）が悪くなる。例えば、管電圧70kV、X線管焦点・フィルム間距離1mで、被写体をアクリル25cmとして、Hi-Plus/RXの増感紙・フィルム系を使って、X線写真を撮影する場合を考える。この場合、写真濃度を1.0にするために必要な mAs値は、4.18図(a)から管電圧脈動率3%の時、20mAsとすると、100%の場合は72mAsとなる。そこで、X線管の最大許容電流 800mAの管電流を流すと、照射時間はそれぞれ、0.025secと0.09secとなる。したがって、4mm/sの速度で等速直線運動する被写体を密着撮影する場合には、被写体の運動によるぼけは、それぞれ、0.1mmと0.36mmとなり、管電圧脈動率が大きいほど、鮮鋭度（又は分解能）が悪くなることが定量的に評価できる。

実際の場合、胃や大動脈などの血管が上記の速度で運動している。この場合、通常 0.2mm以下の運動によるぼけは許されているので、上記と同様にして、照射時間を計算すると 0.05sec以下となる。この照射時間になる管電圧脈動率は約 17%以下である。したがって、単相装置（脈動率100%）は使用できず、三相装置（脈動率約10%～20%）を使用しなければならない。

これらの結果から、運動する被写体を撮影する場合、画質（鮮鋭度）の良いX線写真を撮るためには、三相装置、等の管電圧脈動率の小さい装置を使用しなければならない。

4.5.3 同じ写真濃度にするための被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性

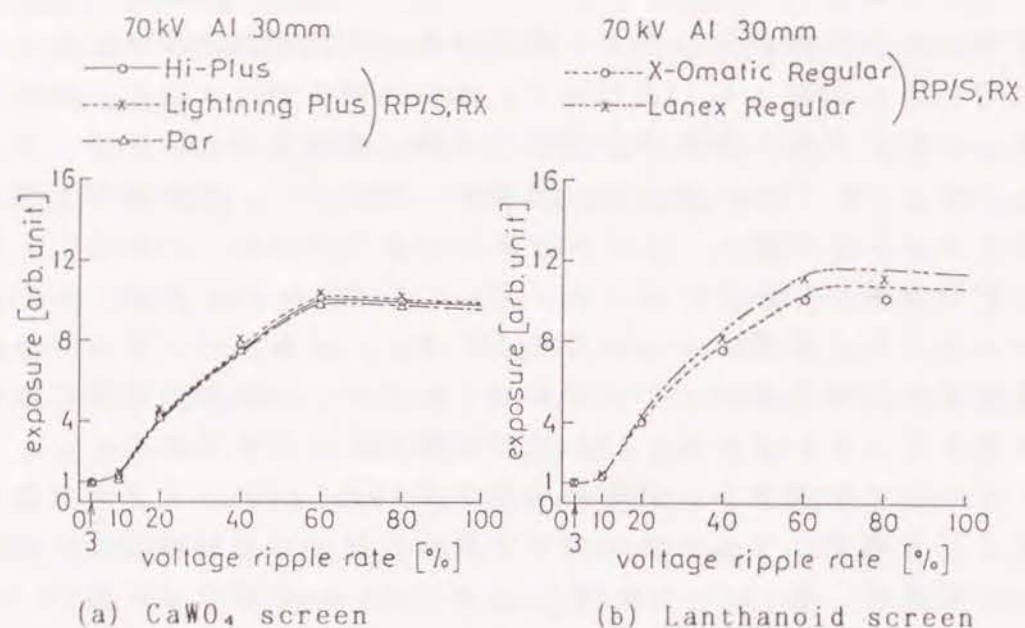
4.4で説明した方法で、Al 30mmとアクリル25cmの被写体について求めた被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性を、それぞれ、4.19図と4.20図に示す。図から明らかなように、照射線量は mAs値の管電圧脈動率依存性と同様な傾向を示している。ただし、4.19図の Al 30mmの場合に、脈動率 60%以上で、照射線量が減少傾向にある。これは、(4.4)式から明らかなように、 mAs 比（4.17図）が脈動率 60%以上でほとんど等しくなり、 a_r/a_s の値（4.16図）がより大きく影響するためである。また、X線スペクトルからの計算結果とX線写真からの測定結果との差が、mAs値の結果に比べて大きくなっているのは、mAs比の自乗をとるためである。

これらの結果から、管電圧脈動率が3%から100%と大きくなると、同じ写真濃度にするための被写体表面位置での照射線量は、Al 30mmの場合で、約 9.7～11.3倍、アクリル25cmの場合で、約 4.8～5.5倍も必要になる。

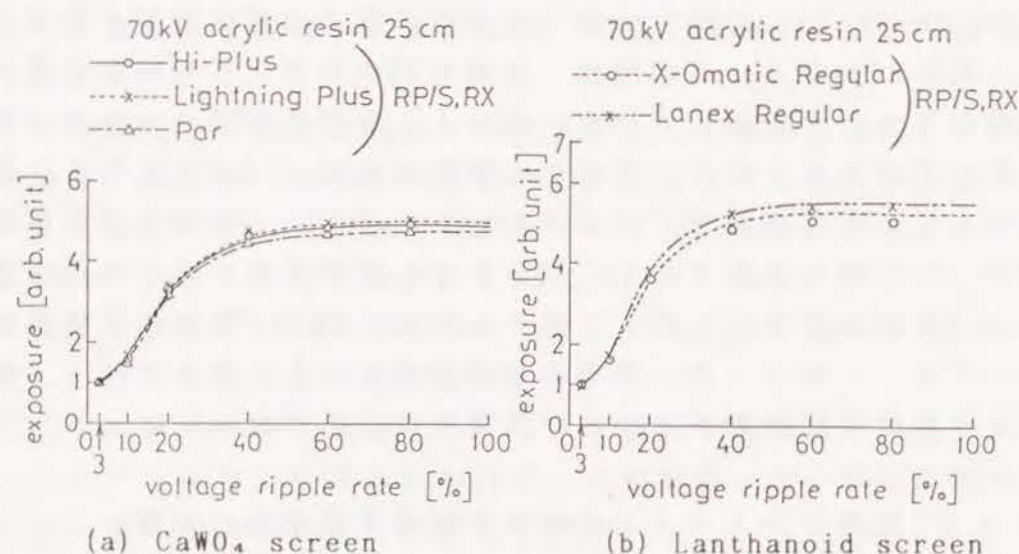
理想的な直流電源（脈動率0%）の場合について考えると、4.2図の理論スペクトルを使って、mAs値の計算の場合と同様に、アクリル25cmの Hi-Plusの場合の被写体表面位置での照射線量を計算すると、約0.93となる。この値は、脈動率3%の場合よりも照射線量が約7%減少することを示している。実用上、理想的な場合の2倍の照射線量を認めるとすると、許される脈動率は約 11%までとなる。現在使用している三相装置（脈動率約10%～20%）と単相装置（脈動率100%）の性能を比較すると、明らかに、単相装置の方が三相装置より、Al 30mmで約 7.1倍、アクリル25cmで約 3.0倍も照射線量が大きくなる。したがって、患者の被曝線量を少なくするには、三相装置、等の管電圧脈動率の小さい装置を使う方が良い。

4.5.4 写真コントラストに対する管電圧脈動率の効果

同じ管電圧(70kV)でX線写真を撮影した場合、管電圧脈動率が異なると写真コントラストが異なることが知られている。これを確かめるために、4.2で示した増感紙の蛍光量減弱曲線から写真コント



4.19図 被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性
(70kV, Al 30mm)



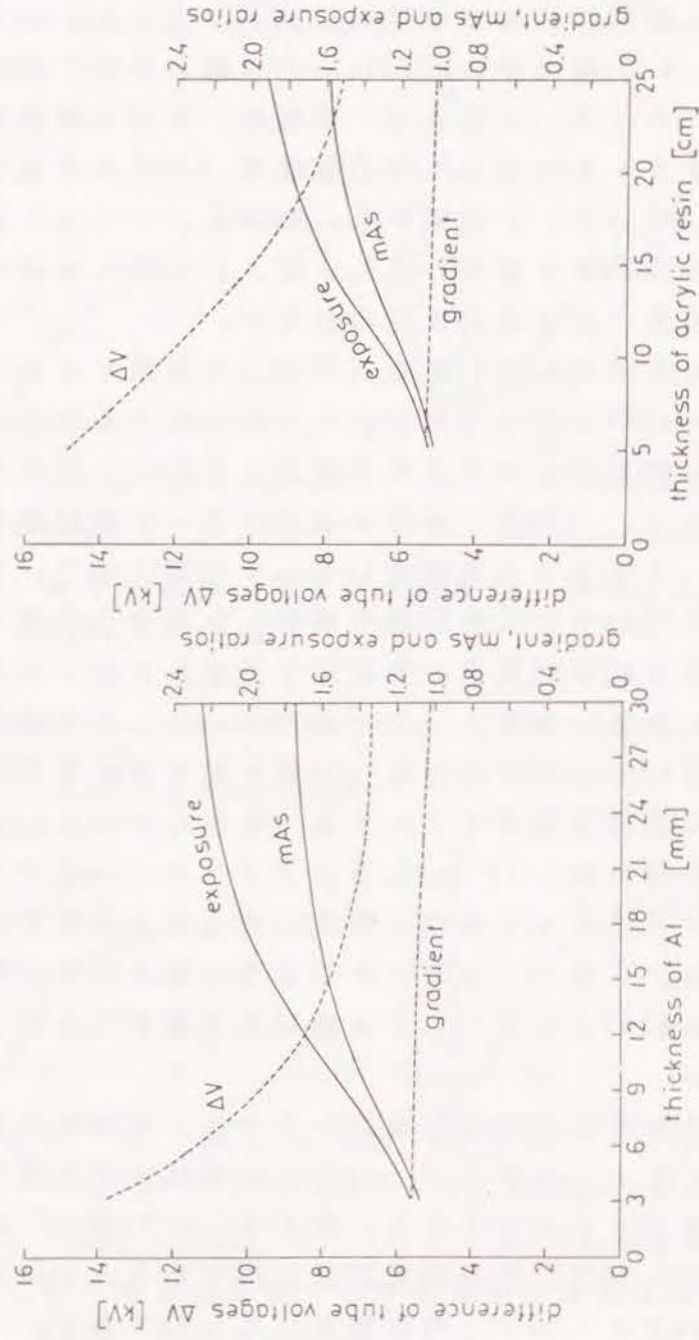
4.20図 被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性
(70kV, アクリル25cm)

ラスト(蛍光量減弱曲線の勾配)を求める。一例として、Hi-Plusの増感紙(4.4図と4.9図)を選び、管電圧脈動率を3%から80%まで変化させた時、各被写体厚での写真コントラストがどれだけ変化するかを示すと、4.21図の中のgradientの点線となる。横軸は、被写体((a)Al, (b)アクリル)の厚さで、縦軸は、管電圧脈動率3%の場合の写真コントラストを1とした時の脈動率80%での写真コントラストの割合を示している。この図から、写真コントラストは、管電圧脈動率を3%から80%まで変化しても、最大1.13倍しか変化しない。また、被写体の違いによる差は見られない。

次に、従来から単相装置(脈動率100%)を使用する時、三相装置(脈動率約10~20%)と同じ写真コントラストにするために、三相装置の場合よりも管電圧を少し高めに設定している。この場合について、管電圧差 ΔV 、mAs比、被写体表面位置での照射線量比をHi-Plusの増感紙・フィルム系を例として、4.21図に示す。この図で、 ΔV は、管電圧70kVで、三相装置で撮影した場合の写真コントラストに一致するように単相装置の管電圧を設定した時、この設定電圧と70kVとの差である。また、mAsとexposureは、この設定電圧で、写真濃度を同じにするのに必要なmAs値と被写体表面位置での照射線量の比(三相装置の場合を1とする)を示している。ただし、両図で、被写体の薄い所(Al 3mm以下、アクリル 5cm以下)は、同じ写真コントラストにするために、管電圧差 ΔV を非常に大きくしなければならない。しかし、通常、このような厚さの薄い所では、管電圧を50kVとか40kVと小さくしてX線写真を撮影するので、ここでは問題にしない。

被写体が厚くなると、同じ写真コントラストを得るための管電圧差 ΔV は小さくなる。しかし、mAs比と被写体表面位置での照射線量比は、逆に両方とも大きくなる。例えば、4.21図(a)のAl 30mmでは、mAs比は1.75で、照射線量比は2.25であり、(b)のアクリル25cmでは、mAs比は1.58で、照射線量比は1.91である。

この結果を4.5.1と4.5.3で述べた管電圧70kVでの脈動率10%(



4.21図 写真コントラストに対する管電圧脈動率の効果 (gradient) と同じ写真コントラストにするための管電圧差 ΔV 、mAs比及び照射線量比 (a) Al (b) アクリル

三相装置に対応)と脈動率100%(单相装置)の比較結果と比べると mAs比も照射線量比も上記の結果のほうが小さくなる。このことから、従来、单相装置(脈動率100%)を使用する時、三相装置(脈動率約10%~20%)と同じ写真コントラストにするために、管電圧を三相装置の場合よりも少し高めに設定していたことの有効性が定量的に明らかになった。また、管電圧を高くしても、まだ、三相装置の方が mAs比も被写体表面位置での照射線量比も小さいということも定量的に明らかになった。

4.6 まとめ

この章では、X線スペクトルと増感紙の発光効率スペクトルを使って、mAs当りの増感紙の蛍光量減弱曲線の求め方を示した。その一例として、Alとアクリルを被写体として、5種類の増感紙について求めた結果を示した。この蛍光量減弱曲線を使って、X線写真の画質(写真コントラストと鮮鋭度)と患者の被曝線量に及ぼす管電圧脈動率の効果を、照射時間と被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性を求めて、定量的に評価することができた。

その結果、同じ管電圧でX線写真を撮影する場合、管電圧脈動率が小さいほどX線写真の鮮鋭度が良くなり、患者の被曝線量も少なくなることを定量的に示した。ただし、写真コントラストの管電圧脈動率に対する変化はわずかであった。

以上のことから、X線写真を撮影する装置として、理想的なものは、管電圧脈動率0%の直流電源であるが、現在、このような装置は作られていない。たとえ、作ったとしても価格が高価になる。実用上、価格も適当で、X線写真の画質と患者の被曝線量の面から考えても、管電圧脈動率が約11%以下の三相装置、等の脈動率の小さい装置であれば、十分であることをこの章で定量的に明らかにした。また、従来から言われていた、三相装置(脈動率約10%~20%)と单相装置(脈動率100%)の性能の違いも定量的に明らかできた。

第5章 情報スペクトルを用いたX線写真撮影系の 性能と画質の総合評価

5.1 まえがき

X線写真の画質の物理的要因は、写真コントラスト、ラチチュード、鮮鋭度（又は分解能）、粒状の四つである。従来、写真コントラストとラチチュードを増感紙・フィルム系の特性曲線から、鮮鋭度（又は分解能）を空間周波数領域の全MTF*から、粒状を空間周波数領域のウィナースペクトルから、個別に、分析的に評価していた⁹¹⁻⁹⁷⁾。しかし、この分析的評価では、個々の要因は評価できても、各要因の相互作用については評価することができない。

X線写真は、上記の四つの要因が総合的に作用するものであるから、これらの要因を総合的に評価できる方が良い。さらに、医学診断では、医師がX線写真を主観的に評価するものであるから、四つの物理的要因を組み合わせた数値と、主観的な評価結果とを対応させなければならない。しかも、実用的な見地からは、取扱いが簡単でなければならない。

この総合的評価の一方法として、金森は以前に、情報容量(Information capacity)を提案した¹³⁶⁻¹³⁹⁾。この情報容量の近似的な意味は、単位面積当り、何通りの画像を識別できるかという数の対数（2を底とする）である。情報容量の計算は、まず、増感紙・フィルム系の特性曲線、撮影系の全MTF、粒状のウィナースペクトルを使用して、一次元の空間周波数成分（一次元スペクトル）を求める。次に、これを空間周波数について二次元積分して、情報容量を求める。この情報容量は、ほぼ、X線写真撮影系のナイキスト空間周波数（系の全MTFの遮断周波数）の自乗に比例するので、画質の四つの要因のうち、鮮鋭度（又は分解能）だけを強調するもので

* MTFは、Modulation Transfer Functionの頭文字をとったもので、光学伝達関数の絶対値を表わす変調伝達関数である。

あった¹³⁶⁻¹³⁹⁾。その後、われわれは、情報容量を計算する途中に出てくる一次元スペクトルの値の大小が、X線写真を主観的に評価した順番と一致していて、X線写真撮影系の性能とX線写真の画質の評価に有効であることを見出した。そこで、この一次元スペクトルを情報スペクトル(Information spectrum)と名付けた¹¹³⁾。

この情報スペクトルは、空間周波数の関数で、画質の四つの物理的要因を総合的に表現している。一方、実際の被写体を透過したX線量の空間分布もまた空間周波数成分に分解でき、被写体によって重要な空間周波数領域が存在する。すなわち、胆石などの低コントラスト被写体は、胆石があるか、ないかを検出すること（検出能*）が重要で、これに対しては、低空間周波数領域が重要である。この低空間周波数領域での判定には、被写体スペクトルを使用する。また、骨などの高コントラスト被写体は、病変部の微細構造を診断するために、鮮鋭度（又は分解能）が重要で、これに対しては、高空間周波数領域が重要である。この高空間周波数領域での判定には、X線写真撮影系の線像分布関数(LSF:Line Spread Function)を使用する。その他、低コントラスト被写体でも、鮮鋭度（又は分解能）が重要な場合には、同様に高空間周波数領域が重要になる。

この章では、まず、情報スペクトルを定義し、その計算方法を説明する。この計算には、増感紙・フィルム系の特性曲線、撮影系の全MTF、粒状のウィナースペクトルを使用する。次に、被写体にとって重要な空間周波数領域で、この情報スペクトルの値の大小を比較すれば、個々の被写体について、X線写真撮影系の性能とX線写真の画質を総合的に評価できて実用的であることを示す¹¹³⁻¹¹⁸⁾。ここで示す例は、有名なRossmannの針とビーズのX線写真^{93, 94)}や医学診断の代表的な撮影系（拡大X線写真撮影系¹⁰²⁾、乳房X線写真撮影系^{94, 100)}、骨部精密X線写真撮影系^{100, 101)}）である。

* 検出能とは、多数の人間がX線写真を観察して、対象物を検出できたか、できなかったかの割合を示す主観的な量である。

5.2 情報スペクトルの定義

Shannon¹⁴⁰⁾によれば、一次元空間で、各標本点での信号の標準偏差が決まり、その確率密度がガウス分布する時、エントロピーは最大となる。空間周波数領域では、標準偏差の自乗(分散)をウィナースペクトルに置き換えて考える。Shannonは空間周波数領域での単位長さ当りの最大エントロピー $l(\nu)$ を

$$l(\nu) = \log_2 \sqrt{1 + \frac{p(\nu)}{n(\nu)}} \quad [\text{bit}] \quad (5.1)$$

とした。ここで、 $p(\nu)$ と $n(\nu)$ は、それぞれ、信号と雑音の集合のウィナースペクトルである。

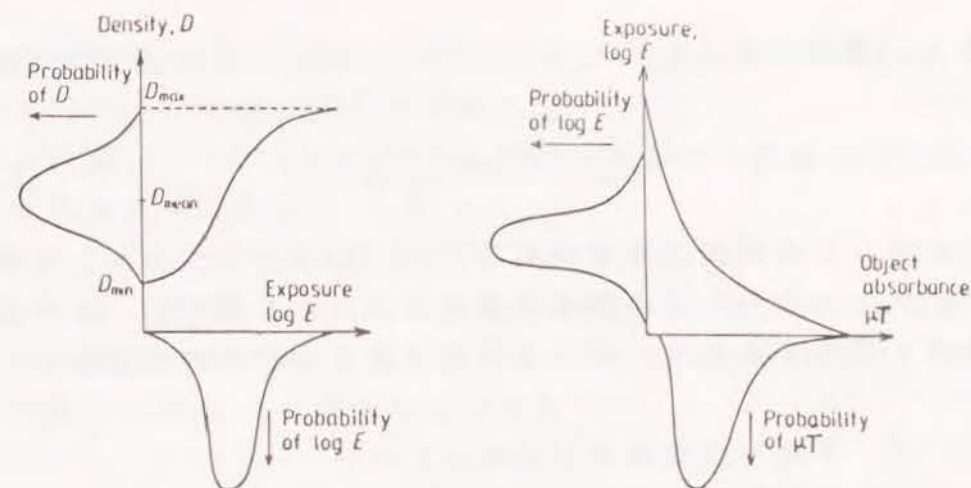
Linfoot¹⁴¹⁾は、これを二次元画像に拡張した。すなわち、等方的二次元画像では、半径方向の空間周波数を ν とすれば、二次元空間周波数領域での単位面積当りの最大エントロピーは、やはり、(5.1)式となる。

この(5.1)式をX線写真撮影系の性能とX線写真の画質評価に適用する。すなわち、 $p(\nu)$ をエントロピーを最大にするような仮想的被写体を透過するX線量の空間分布の集合のウィナースペクトルと考え、 $n(\nu)$ を増感紙・フィルム系の粒状のウィナースペクトルと考える。そうすると、(5.1)式は、金森¹³⁶⁻¹³⁹⁾が提案した情報容量の一次元スペクトルを表わすことになるので、この式を情報スペクトルの定義式とする。

5.3 情報スペクトルの計算法

5.3.1 信号の標準偏差

(5.1)式を決定するのに重要な問題は、エントロピーを最大にするように、信号のウィナースペクトル $p(\nu)$ を決めることである。そのために、まず、画像(出力側)の単位面積当りのエントロピーを最大にしなければならない。そこで、出力側に着目する。X線写真では、5.1(a)図に示すように、出力は濃度 D である。物理量の透過率よりも、それを対数変換した濃度の方が心理的に優れた量であ



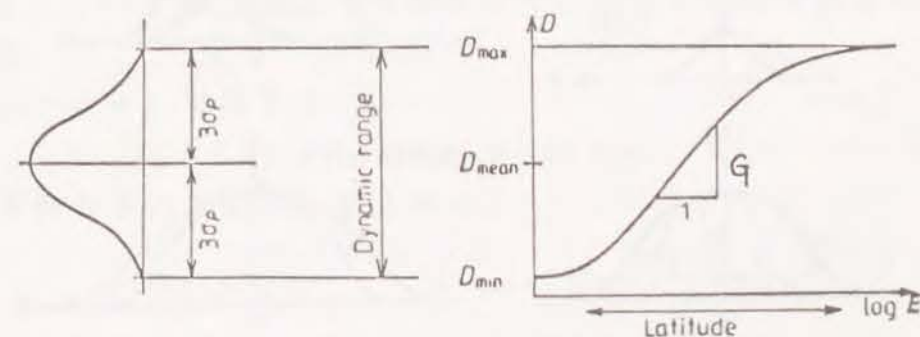
(a) $D - \log_{10} E$ 曲線

(b) $\log_{10} E - \mu T$ 曲線

5.1 図 最大エントロピーを与える確率密度(ガウス分布)

る。しかし、(b)図に示すように、被写体の厚さ T の差は、線量減弱曲線で指数変換されて露光量 E の対数となり、(a)図の増感紙・フィルム系の特性曲線で対数変換されて濃度 D となるので、厚さと濃度は理想的には線形になるのがよい。一方、信号の標準偏差が決まると、それがガウス分布すれば、エントロピーが最大になるので濃度単位でガウス分布させることを考えた。

次に、信号の標準偏差 σ_p を決定した。5.2図に増感紙・フィルム系の特性曲線を示す。縦軸は濃度 D で、横軸は露光量 E の対数で



5.2 図 増感紙・フィルム系の特性曲線と信号の標準偏差 σ_p

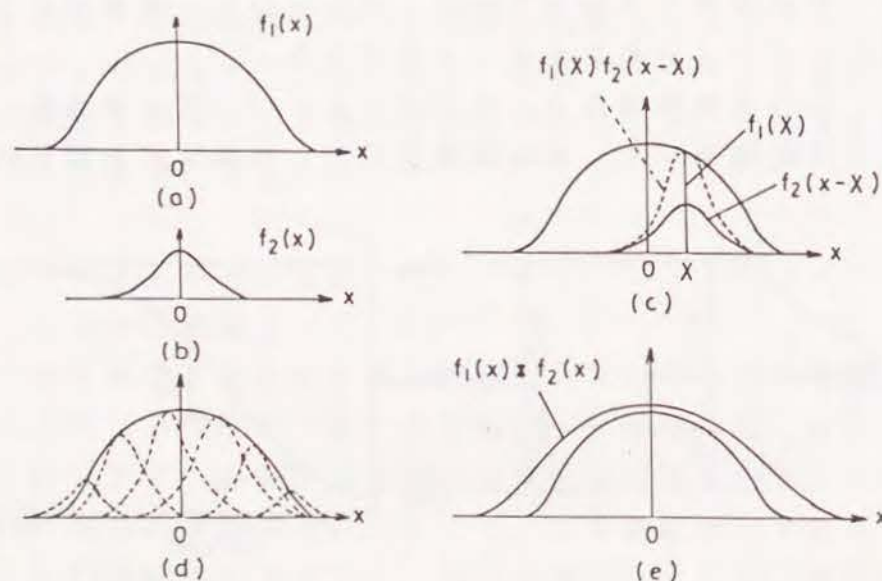
ある。濃度のダイナミックレンジに $6\sigma_p$ が入るようにする。すなわち、

$$\sigma_p = \frac{D_{\max} - D_{\min}}{6} \quad (5.2)$$

である。この範囲に全確率密度の99.73%が入る。また、実際には、ダイナミックレンジの両端の濃度をほとんど使わず、中間濃度付近をよく使用するので、ガウス分布させると合理的である。

5.3.2 X線写真撮影系の全MTF

X線写真撮影時に発生するX線写真のぼけは、4.1で述べたように、④焦点の幾何学的ぼけ、⑤増感紙・フィルム系のぼけ、⑥被写体の運動によるぼけの三つである。ここでは、簡単なために、被写体は静止しているものとする。この場合は、⑥の被写体の運動によるぼけは無視できるので、④の焦点の幾何学的ぼけと⑤の増感紙・フィルム系のぼけが重なった場合の全MTFを求めればよい。そのために、いま、一般的な二つのぼけを表わす関数 $f_1(x)$ 、 $f_2(x)$ を5.3図の(a)、(b)のように考えて、この二つのぼけを表わす関数が



5.3 図 二つの関数 $f_1(x)$ 、 $f_2(x)$ の重畳積分

重なり合った場合(5.3 図(e))のフーリエ変換を以下で求め、これを使って、上記の全MTFを求める。

三つの関数 $f_1(x)$ 、 $f_2(x)$ が重なり合った場合の関数は重畳積分で表わされる。すなわち、

$$f_1(x) * f_2(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f_1(X) f_2(x-X) dX \quad (5.3)$$

である。いま、関数 $f_1(x)$ 、 $f_2(x)$ 、 $f_1(x) * f_2(x)$ をフーリエ変換したときの関数をそれぞれ、 $F_1(\nu)$ 、 $F_2(\nu)$ 、 $T(\nu)$ とすると、これらの間には、次のような関係が成立する¹⁴²⁾。

$$T(\nu) = F_1(\nu) F_2(\nu) \quad (5.4)$$

以上のことから、④の焦点の幾何学的ぼけと⑤の増感紙・フィルム系のぼけが重なった場合の全MTFは、④の焦点の幾何学的ぼけのMTFと⑤の増感紙・フィルム系のぼけのMTFの積をとればよいことになる。また、⑥の被写体の運動によるぼけが無視できない場合は、さらに、⑥の被写体の運動によるぼけのMTFとの積をとればよい。

5.3.3 情報スペクトルの計算

一般に、信号のウィナースペクトル $p(\nu)$ は、撮影系の全MTF $T(\nu)$ の自乗に比例するので、

$$p(\nu) = p(0) T^2(\nu) \quad (5.5)$$

とおける。ここで、 $T(\nu)$ は零空間周波数の値を1として規格化してある。 $T(\nu)$ は実測して求めるので、 $p(0)$ を求めれば $p(\nu)$ が求まる。

σ_p と $p(\nu)$ の間には、

$$\sigma_p^2 = 2\pi \int_0^W \nu p(\nu) d\nu \quad (5.6)$$

の関係があるので、(5.5)式から、

$$p(0) = \frac{\sigma_p^2}{S}, \quad S = 2\pi \int_0^W \nu T^2(\nu) d\nu \quad (5.7)$$

である。ここで、 W はナイキスト空間周波数である。

次に、粒状(雑音)のウィナースペクトル $n(\nu)$ は、増感紙・フ

フィルム系を一様露光して、フィルムの最適濃度付近での粒状のウィナースペクトルの実測値を散光濃度単位で表して求める⁹⁸⁾。

最後に、上で求めた $p(\nu)$ と $n(\nu)$ を(5.1)式に代入すれば、情報スペクトル $I(\nu)$ が空間周波数 ν の関数として求まる。

5.4 X線写真撮影系の性能評価と画質評価への応用

(5.1)式から(5.7)式を見れば明らかのように、情報スペクトルには、ダイナミックレンジ(5.2図の写真コントラストを決める因子 G とラチチュードの積)、全MTF、粒状のウィナースペクトルが入っている。したがって、四つの物理的要因を含み、次のような効果がある。

(1) $p(0)$ 、したがって、 $p(\nu)$ はダイナミックレンジの自乗に比例するので、写真コントラスト、ラチチュードが大きいほど、情報スペクトル $I(\nu)$ は大きくなる。

(2) $p(\nu)$ は全MTF: $T(\nu)$ の自乗に比例するので、鮮鋭度(又は分解能)が良いほど、情報スペクトル $I(\nu)$ は大きくなる。

(3) 粒状のウィナースペクトル $n(\nu)$ は分母にあるので、粒状が小さいほど、情報スペクトル $I(\nu)$ は大きくなる。

(4) (5.7)式のために、全MTFが早く落ちれば(鮮鋭度が悪くなれば)、 $p(0)$ が大きくなって、情報スペクトル $I(\nu)$ は大きくなる。これは、画質の良さと相反するように見える。しかし、低コントラスト被写体の検出能は、全MTFが悪いほど良くなる場合が多い。この原因として、次の二つの効果が考えられる。

(a) 低域フィルタの働きをする全MTFが、信号と粒状の両方に掛かる場合には、粒状を平滑化して消すので検出能が上がる。例えば、レンズでぼかして写真を見る場合がこれに当る。

(b) 低域フィルタの働きをする全MTFが、信号だけに掛かる場合、検出物体をぼかして寸法を大きくするので、検出能が上がる。

5.5.1.1で述べるように、低コントラスト被写体の検出能を零空間周波数付近での情報スペクトル $I(\nu)$ で表すので、(4)の(a)と

(b)の効果をも有効に反映することができる。

このように、情報スペクトル $I(\nu)$ は写真コントラスト、ラチチュード、鮮鋭度(又は分解能)及び粒状の効果を含めた総合的評価尺度である。

ここで注意しなければならないことは、情報スペクトルには、線質や線量というX線の撮影条件が入っていないことである*。

線質はフィルムガンマと共に写真コントラストに影響する。線量は平均濃度に影響する。一方、被写体ごとに、最も見やすい平均濃度が存在する^{143, 144)}。したがって、情報スペクトルを用いて行う画質評価は、撮影する以前の条件(増感紙・フィルム系や幾何学的配置、等)が異なっていたいくつかの撮影系を用いて、同じ線質で、同じ程度の濃度レベルになるように、良い条件で撮影したX線写真の画質を評価して比較することを意味する。撮影条件(kV, mAs等)が悪かったため、写真コントラストや濃度が不適当になったX線写真は対象外である。また、現像条件を変える効果は、特性曲線の変化として現れるので、情報スペクトルに組み込むことができる。

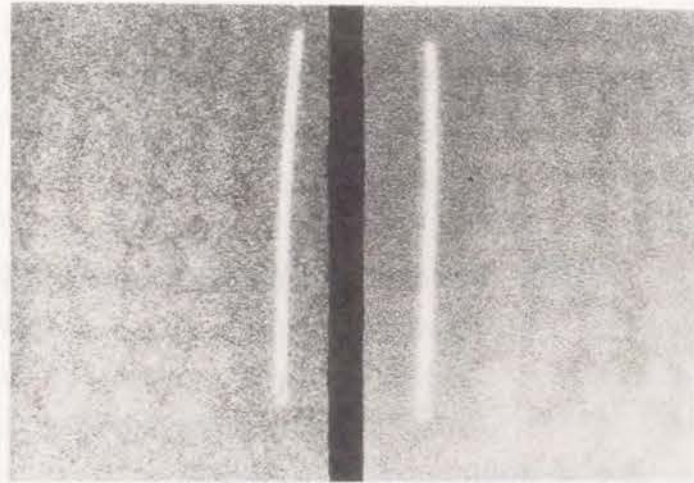
この意味で、情報スペクトルは、個々の被写体の空間周波数成分に応じて、X線写真撮影系の性能を総合的に評価する量であるといえる。撮影するX線の条件の良否を評価するものではない。

5.5 適用例

5.5.1 脳血管と胆のうのX線写真撮影系¹¹³⁾

Rossmannは写真感度のほぼ等しい、二種類の増感紙・フィルム系で撮影した針とビーズのX線写真^{93, 94)}を示した。これを拡大した写真⁹⁴⁾を5.4図に示す。この写真の針は造影剤を注入した脳血管を模した、高コントラストのテスト用被写体である。一方、ビーズは胆のうの胆石を模した、低コントラストのテスト用被写体である。

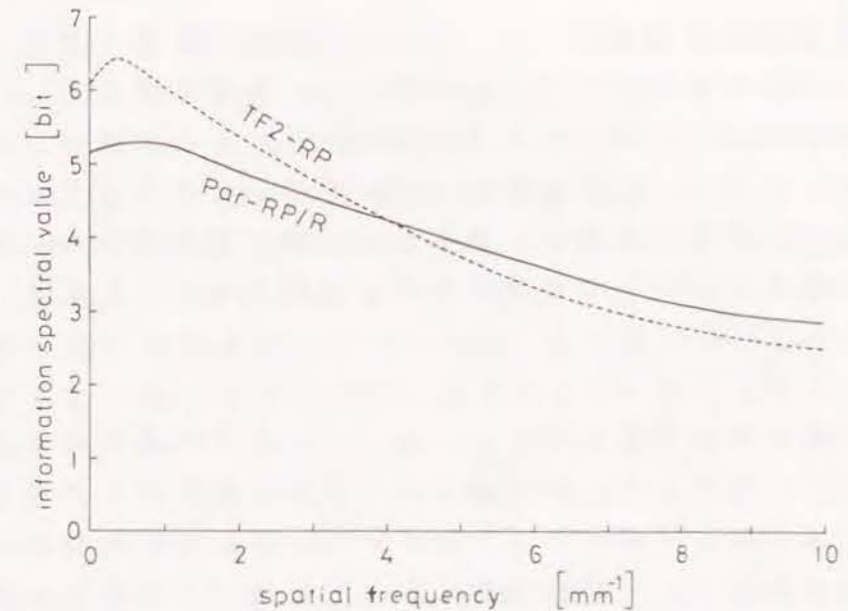
* 照射時間が長くて、被写体の運動によるぼけが生じたならば、これをMTFで表現し、情報スペクトルに組み込むことができる。



5.4 図 Rossmannの針とビーズのX線写真⁹⁴⁾

5.4図の左側の写真は中感度増感紙(Par)と高感度フィルム(RP/R)を使用したもので、図の右側の写真は高感度増感紙(TF2)と中感度フィルム(RP)を使用したものである。この二枚のX線写真を比較すると、高コントラストの被写体である針は、左のPar-RP/Rの系の方がエッジがシャープに出ている。一方、低コントラストの被写体であるビーズの検出能は、右のTF2-RPの系の方が良い。この結果を土井ら⁹⁴⁾は、MTFと粒状のウィナースペクトルを個別に使って、次のように説明した。すなわち、針のような高コントラストの被写体は、MTFの良いPar-RP/Rの系で撮影した方がエッジがシャープになり、ビーズのような低コントラストの被写体は、粒状のウィナースペクトルの値が小さいTF2-RPの系で撮影した方が、その検出能は良くなると評価した。これは分析的評価法である。

われわれは、この二枚のX線写真の画質の主観的評価の順番を、情報スペクトルを用いて総合評価する。5.5図に、文献94の全MTF、粒状のウィナースペクトル、特性曲線を使って求めた情報スペクトルを示す。ただし、粒状のウィナースペクトルは、平行光濃度から拡散濃度に換算するために $(\log_{10} e / \dot{Q}_1)^2$ を掛けた。ここで、 \dot{Q}_1 はマイクロデンシトメータのカーリエ係数である⁹⁸⁾。



5.5 図 Par-RP/R系とTF2-RP系の情報スペクトル

5.5図を見ると、低空間周波数領域では、ビーズの検出能が良いTF2-RPの系の方が情報スペクトルの値が大きく、高空間周波数領域に行くに従って、針のエッジがシャープに見えるPar-RP/Rの系の方が情報スペクトルの値が大きくなっている。これが妥当であることを5.5.1.1と5.5.1.2で説明する。

5.5.1.1 ビーズ

ビーズは球である。球のX線像は円で、二次元に広がるので、二次元フーリエ変換の原点を通る断面を求める。これは、

$$F(\nu) = \frac{a^{3/2} J_{3/2}(2\pi a \nu)}{\nu^{3/2}} \quad (5.8)$$

である。ここで、 a はビーズの直径で、 $J_{3/2}$ はベッセル関数である。この $F(\nu)$ を自乗したものが被写体スペクトルである。被写体スペクトルの値は $J_{3/2}(\nu)$ の第一零点(0.7162mm^{-1})以下の空間周波数領域が支配的である¹¹³⁾。ビーズの直径は $1.5 \sim 3.0\text{mm}$ であるから、その第一零点は $0.48 \sim 0.95\text{mm}^{-1}$ である。従って、 0.95mm^{-1} 以

下の低空間周波数領域がピーズの検出にとって重要となる。この領域で、5.5図の情報スペクトルの値の大小を比較すると、TF2-RPの系の方がPar-RP/Rの系よりもその値が大きい。たとえば、 $\nu=0\text{mm}^{-1}$ で約1 bit 大きい。この結果は、TF2-RPの系で撮影したピーズの検出能の主観的評価の順番と一致する。以後、簡単のために零空間周波数での情報スペクトルの値の大小を比較することにする。

5.5.1.2 針のエッジ

針のX線写真の画質評価には、ピーズのように被写体スペクトルは使えない。なぜなら、針は高コントラスト被写体であるから、針の中心では十分に写真コントラストがついている。したがって、画質の良否は針のエッジの鮮鋭度（又は分解能）で決まる。

エッジの鮮鋭度には、エッジのぼけの寸法の逆数以上の高空間周波数領域での情報スペクトルの減衰特性（その値がどれくらい高空間周波数領域まで伸びているか）が重要である。

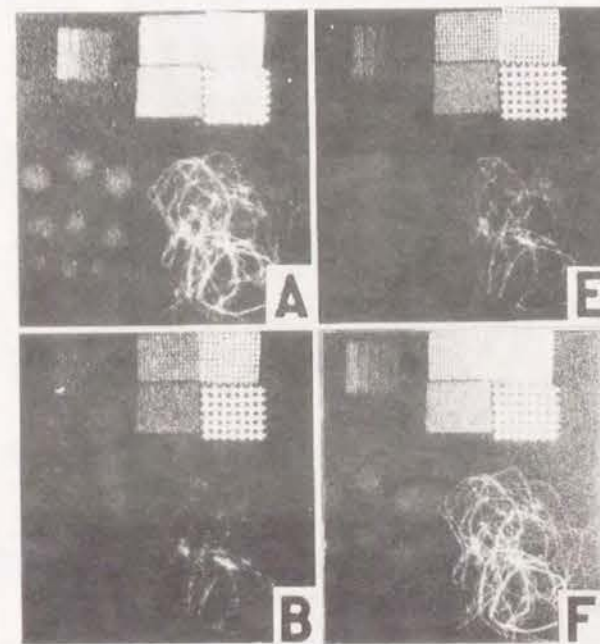
エッジのぼけの寸法は、線像分布関数（LSF）のピーク値の25%での幅（有効幅）で定義される¹⁴⁵⁾。この有効幅を求めると、Par-RP/Rの系で 0.2mm で、TF2-RPの系で 0.4mm であり、その逆数はそれぞれ、 5mm^{-1} と 2.5mm^{-1} である⁹⁴⁾。したがって、この共通部分である 5mm^{-1} 以上の高空間周波数領域で、5.5図の情報スペクトルの減衰特性を比べると、最大空間周波数 $\nu=10\text{mm}^{-1}$ で、Par-RP/Rの系の方がTF2-RPの系より0.35 bit 大きい。この結果は、針のエッジの鮮鋭度の主観的評価の順番と一致する。以後、簡単のために、評価に必要な最大空間周波数での情報スペクトルの値の大小を比較することにする。

以上のように、低コントラスト被写体のピーズと高コントラスト被写体の針の両方とも、被写体にとって重要な空間周波数領域の情報スペクトルの値の大小を比較することで、そのX線写真の画質をうまく評価できることが明かとなった。

5.5.2 拡大X線写真撮影系¹¹⁴⁾

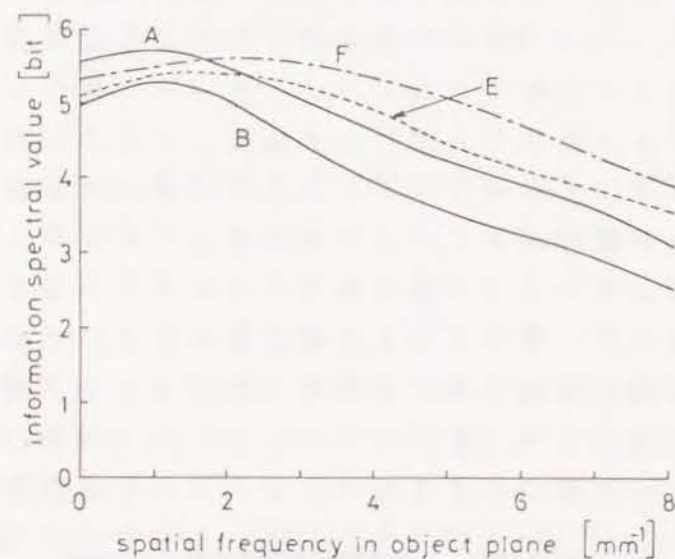
5.6図に、土井、等の拡大撮影の論文¹⁰²⁾に出ている四つの撮影系で撮影したテスト用被写体のX線写真を示す。この図で、Aは、Par-RPの増感紙・フィルム系を使って密着撮影したものである。BはAlpha 8-XMの系で密着撮影したものである。Eは $50\mu\text{m}$ の微小焦点のX線管とAlpha 8-XMの系を使って、2倍に直接拡大撮影し密着撮影した写真と比較できるように、光学的に縮小したものである。FはEと同様の方法で3倍に拡大撮影し、縮小したものである。被写体はピーズ、ワイヤメッシュ、スチールウールである。

低コントラスト被写体のピーズの検出能は、A、F、E、Bの順に悪くなる。高コントラスト被写体のワイヤメッシュとスチールウールの鮮鋭度は、F、E、A、Bの順に悪くなる。この主観的評価の順番を、5.7図の情報スペクトルから検討すると、零空間周波数では、 $A(5.6\text{bit}) > F(5.35\text{bit}) > E(5.10\text{bit}) > B(4.95\text{bit})$ の順に情報スペクトルの値が小さくなり、ピーズの主観的評価の順番と

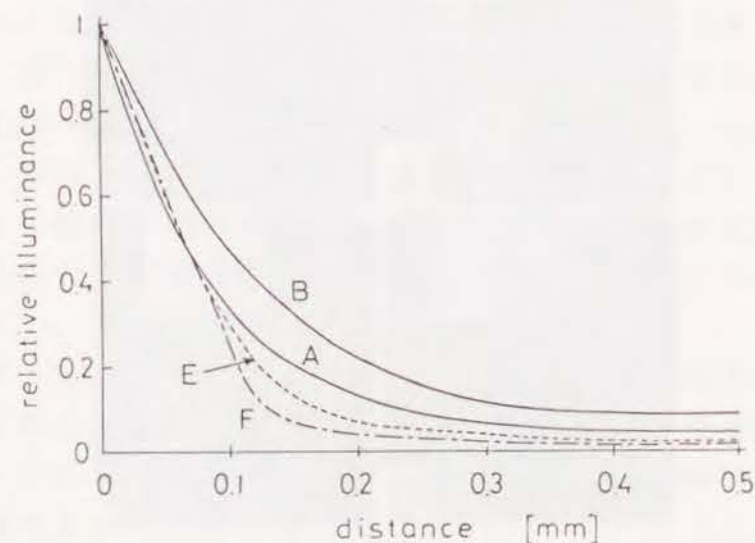


5.6 図 テスト用被写体のX線写真¹⁰²⁾

一致する。また、5.8図のLSFで、最も幅の狭いFのLSFを使って、その有効幅の逆数を求めると約 5mm^{-1} となる。従って、この約 5mm^{-1} 以上の高空間周波数領域で情報スペクトルの減衰特性を比較すると、 $\nu=8\text{mm}^{-1}$ で、 $F(3.85\text{bit}) > E(3.50\text{bit}) > A(3.05\text{bit})$



5.7 図 四つの撮影系の情報スペクトル



5.8 図 四つの撮影系の線像分布関数 (LSF)

$> B(2.50\text{bit})$ の順に値が小さくなる。この順番は、ワイヤメッシュとスチールウールの主観的評価の順番と一致する。ところで、右上のワイヤメッシュの繰り返し空間周波数は、 $1\text{mm}^{-1}, 2\text{mm}^{-1}, 3\text{mm}^{-1}, 4\text{mm}^{-1}$ であるが、それぞれ単一空間周波数スペクトルの被写体と考えてはいけない。この画質はやはり、エッジの鮮鋭度 (又は分解能) で決まる。より低空間周波数のワイヤメッシュでも、エッジの鮮鋭度 (又は分解能) が同じであるから、これらはいずれも高コントラスト被写体で、LSFの幅の逆数以上の高空間周波数領域での情報スペクトルの減衰特性が重要であると解釈しなければならない。

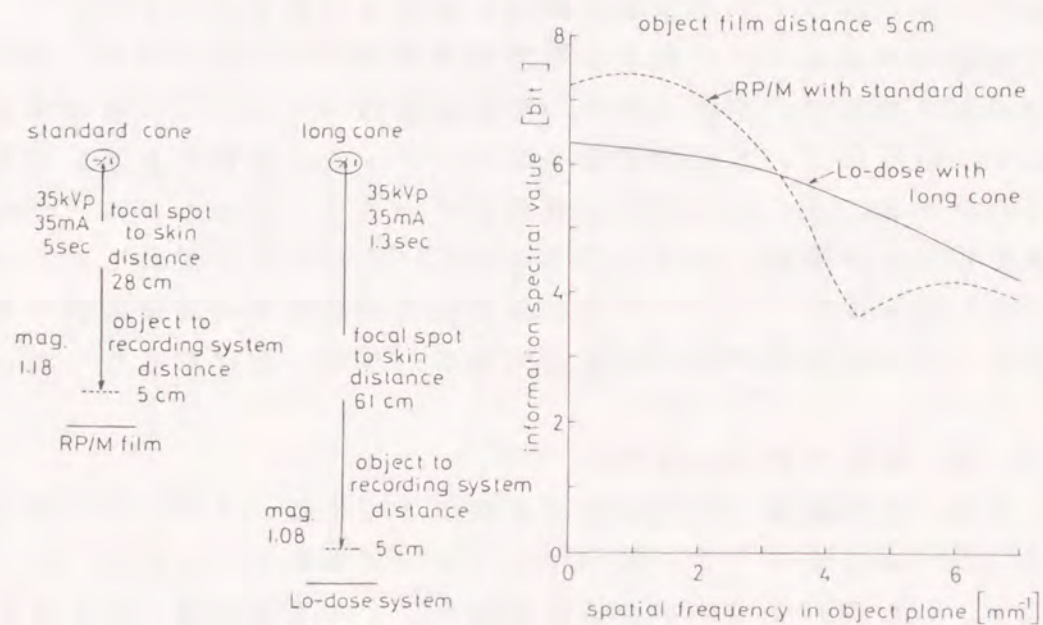
5.5.3 乳房X線写真撮影系¹¹⁵⁾

土井、等は乳房の石灰化部分を検出するには、スタンダードコーン*でノンスクリーン (RP/Mフィルム) で撮影するよりも、ロングコーン*を用いてLo-doseの増感紙・フィルム系を使う方が良いことを示した^{94, 99)}。この二つの撮影系の幾何学的配置と情報スペクトルを5.9図に示す。乳房の石灰化部分は高コントラスト被写体であるから、LSFの幅の逆数として、約 5mm^{-1} 以上の高空間周波数領域での情報スペクトルの減衰特性が重要である。 $\nu=7\text{mm}^{-1}$ でロングコーンの系の方が 0.32bit 大きい。この結果を5.10図に示したテスト用被写体 (スチールワイヤと5種類のマイクロワイヤメッシュをルーサイトブロックで挟んだもの) のX線写真⁹⁹⁾で確かめると明らかにロングコーンの系の方が鮮鋭度 (又は分解能) が良い実際の臨床例は文献94, 99に示してある。

5.5.4 骨部精密X線写真撮影系¹¹⁸⁾

5.5.4.1 薄い部位

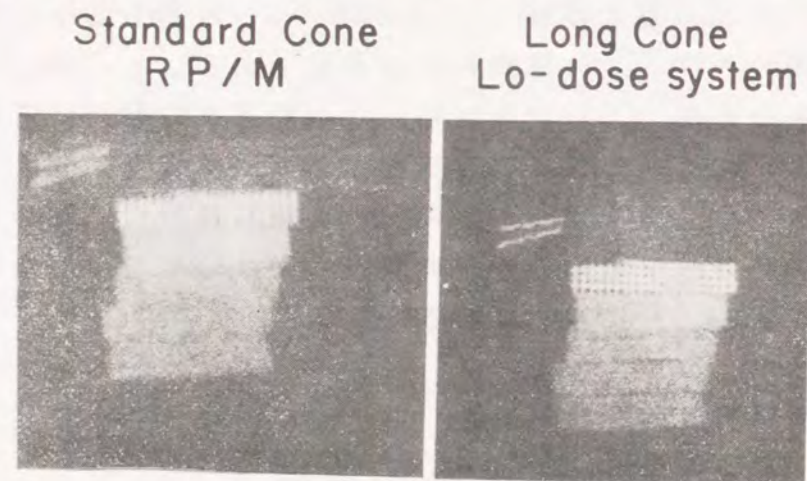
*スタンダードコーン、ロングコーンのコーンは、X線管から放射されるX線の照射野を絞る円錐状の絞りのことで、長さ28cmのものをスタンダードとし、それより長いものをロングコーンと呼ぶ。



(a) 幾何学的配置⁹⁴⁾

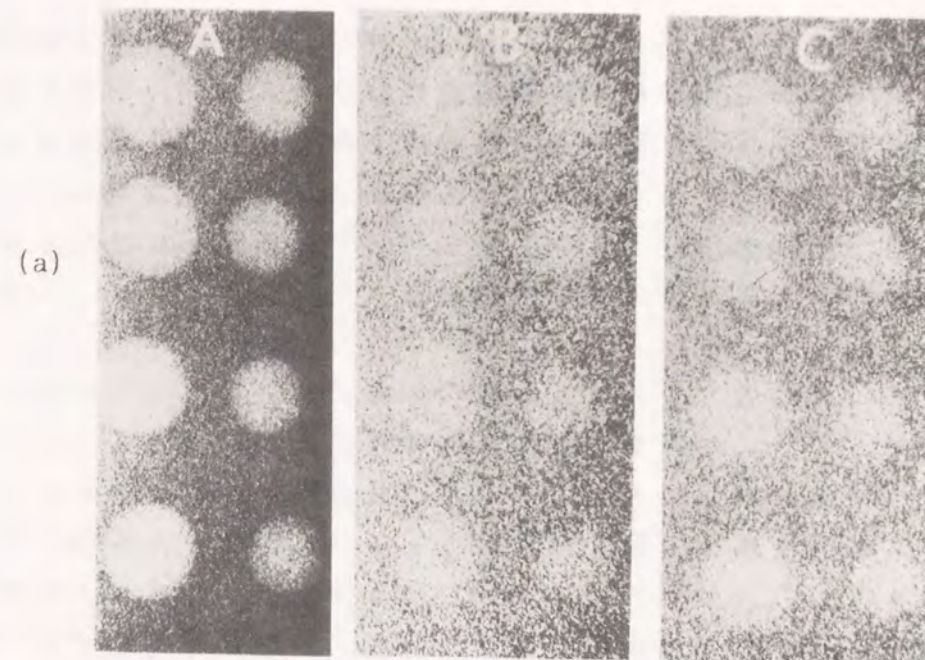
(b) 情報スペクトル

5.9 図 乳房撮影系の幾何学的配置と情報スペクトル

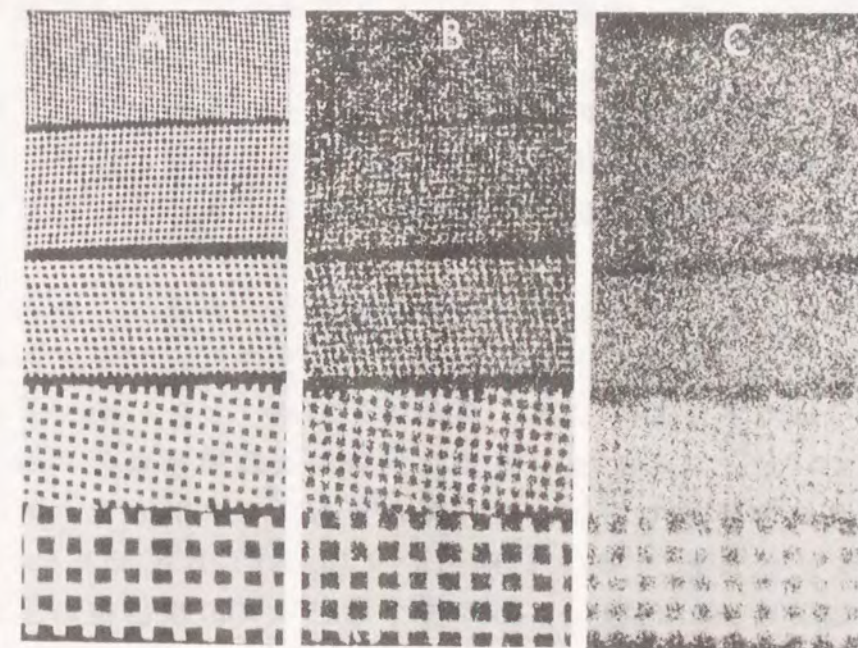


5.10 図 テスト用被写体の X 線写真⁹⁹⁾

Genant、等¹⁰¹⁾は、5.11図 (a) で示すルーサイトのビーズ (直径 2mm と 4mm) と (b) で示すマイクロワイヤメッシュ (繰り返し空間



(b)



5.11 図 三種類の撮影法による骨部精密 X 線写真
[(a) ルーサイトのビーズと (b) マイクロワイヤメッシュ]¹⁰¹⁾

周波数は、下から4, 8, 13, 16, 20mm⁻¹)の被写体を次に示す三種類の増感紙・フィルム系を使って密着撮影し、レンズで4~10倍に拡大して比較している。すなわち、AとBはそれぞれ、工業用フィルム(コダックのタイプMフィルム)と医療用フィルム(コダックのRPフィルム)だけを用いてノンスクリーンで撮影し、Cは増感紙・フィルム系(デュボンのDetail増感紙とコダックのRPフィルム)を用いて撮影している。

(a) のピーズは低コントラスト被写体で、寸法がLSFの幅より大きいので、ノイズに埋もれた被写体の検出能が、画質を左右する^{113, 115)}。検出能は良い方からA、C、Bの順である。これを文献101では、特性曲線の勾配と粒状のウィナースペクトルを使って説明している。一方、(b) のマイクロワイヤメッシュは高コントラスト被写体であるから、鮮鋭度(又は分解能)が画質を左右する^{113, 115)}。鮮鋭度(又は分解能)は良い方からA、B、Cの順である。これを文献101では、増感紙・フィルム系のMTFだけで説明している。

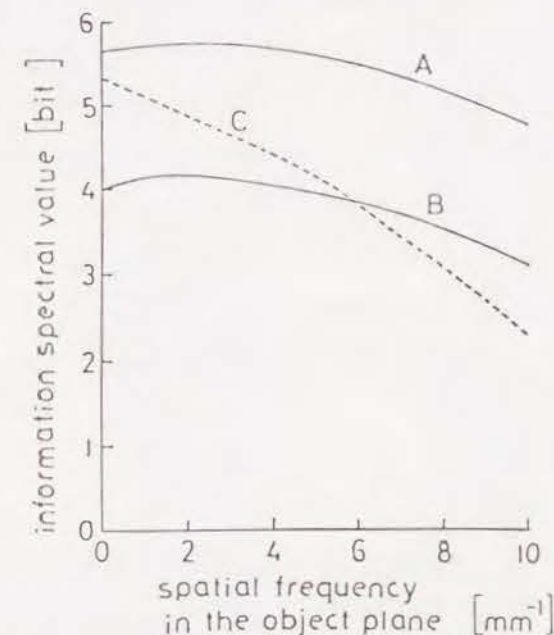
この二つの主観的評価の順番を、情報スペクトルを用いて総合評価する。計算して求めた情報スペクトルを5.12図に示す。これを見ると、Aは全空間周波数領域でその値が最も大きく、BとCとは約6mm⁻¹で交叉している。

5.11図(a)のルーサイトのピーズの検出能を評価するために、5.1.1で述べた被写体スペクトル $F^2(\nu)$ を使う。ピーズの直径 a は4mmと2mmであるから、第一零点は0.36mm⁻¹と0.72mm⁻¹となる。したがって、ピーズにとって重要な空間周波数領域は0.36mm⁻¹以下の低空間周波数領域である。5.12図の情報スペクトルで、零空間周波数の値を比べると、A(5.67bit) > C(5.32bit) > B(4.0bit)である。この結果は、5.11図(a)の写真でのピーズの検出能の主観的評価の順番と一致する。

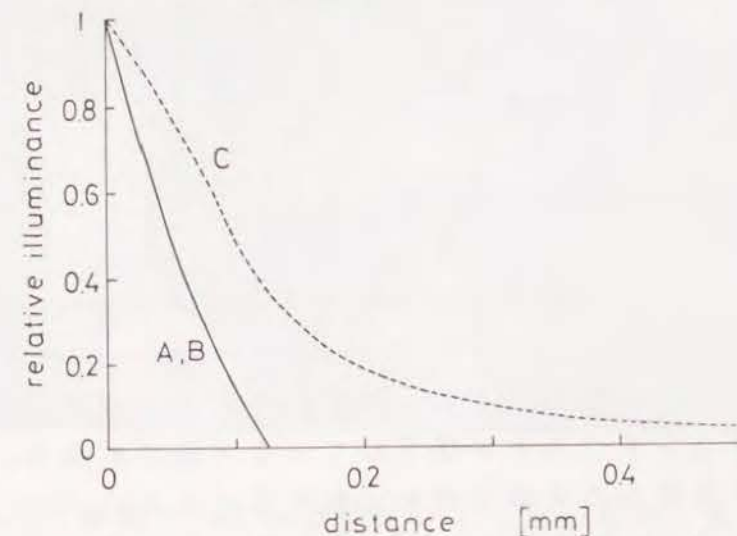
一方、5.11図(b)のマイクロワイヤメッシュの鮮鋭度(又は分解能)を評価するには、LSFの幅の逆数以上の高空間周波数領域が

重要である。

5.13図に、全MTFをフーリエ変換して求めたLSFのプラス側半分を示す。ピーク値の1/4での幅の逆数は、AとBでは約6mm⁻¹、



5.12図 三種類の撮影系の情報スペクトル



5.13図 三種類の撮影系の線像分布関数(LSF)

Cでは約 3mm^{-1} となる。これから、共通部分の約 6mm^{-1} 以上の高空間周波数領域での情報スペクトルの減衰特性が骨部の分解能とエッジの鮮鋭度にとって重要となる。5.12図の情報スペクトルの値は、 $\nu = 10\text{mm}^{-1}$ で $A(3.89\text{bit}) > B(3.18\text{bit}) > C(2.36\text{bit})$ である。この結果は、5.11図(b)のX線写真の主観的評価の順番と一致する。

指し骨のような薄い骨は高コントラスト被写体で、詳細な骨梁構造を見なければならぬので、分解能が重要である。したがって、骨部精密X線写真では、Aの工業用フィルム(タイプM)、Bの医療用フィルム(RP)、Cの増感紙・フィルム(RP-Detail系)の順に画質が優れていると評価できる。文献101のFig.6～Fig.12の臨床写真では、AとBを比較して、いずれもAの方が画質が良いことが示されている。その一例を5.14図に示す。

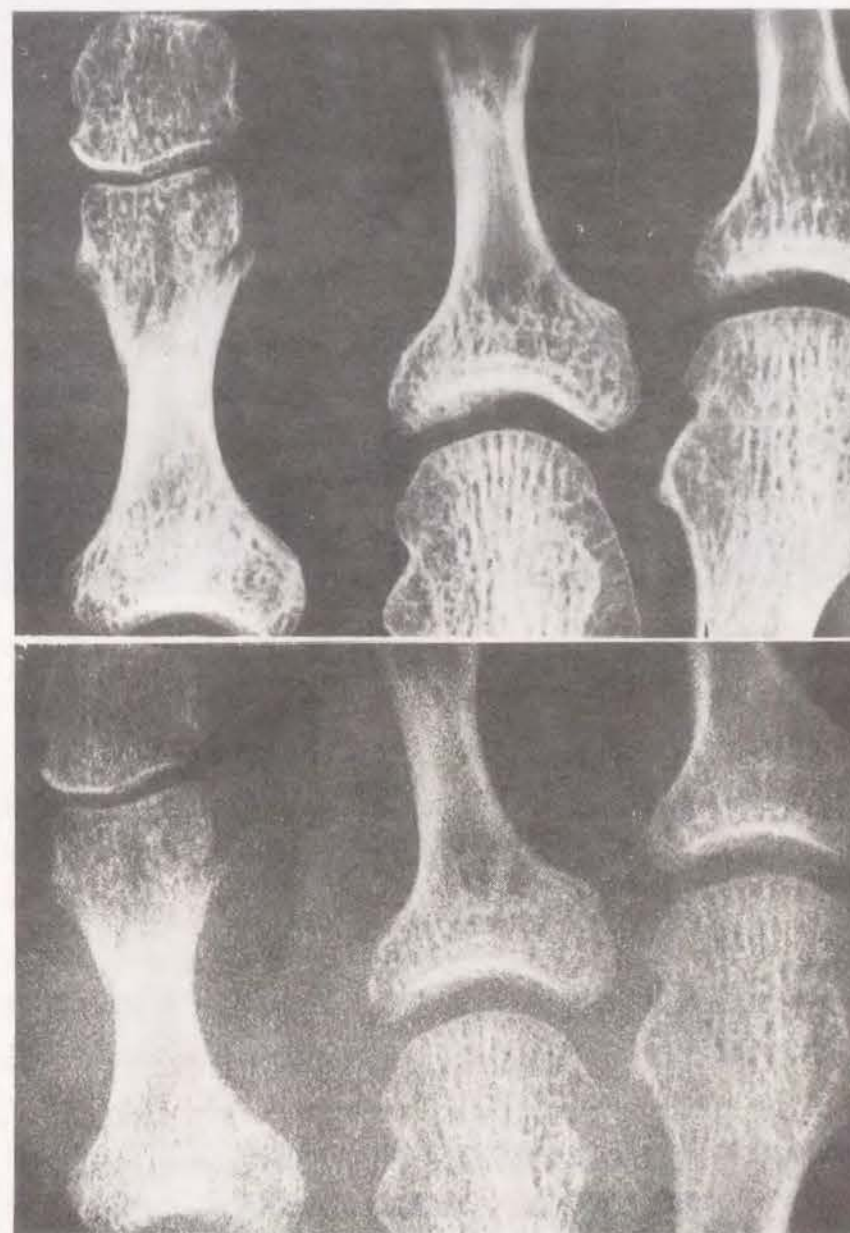
5.5.4.2 厚い部位

5.15図に、A: 光学的拡大法(タイプM, 1.2mm焦点, 50kV)、B: 密着法(RP-Detail系, 1.2mm焦点, 50kV)、C: 2倍直接拡大法(RP-Detail系, 0.3mm焦点, 50kV)及びD: 4倍直接拡大法(RP-Detail系, $50\mu\text{m}$ 焦点, 65kV^{*1})の四つの手法で撮影したマイクロワイヤメッシュ(繰り返し空間周波数は、下から4, 8, 13, 16, 20mm^{-1})のX線写真¹⁰⁰⁾を示す。5.15図のマイクロワイヤメッシュの分解能とエッジの鮮鋭度は、良い方からA、D、B、C^{*2}の順である。

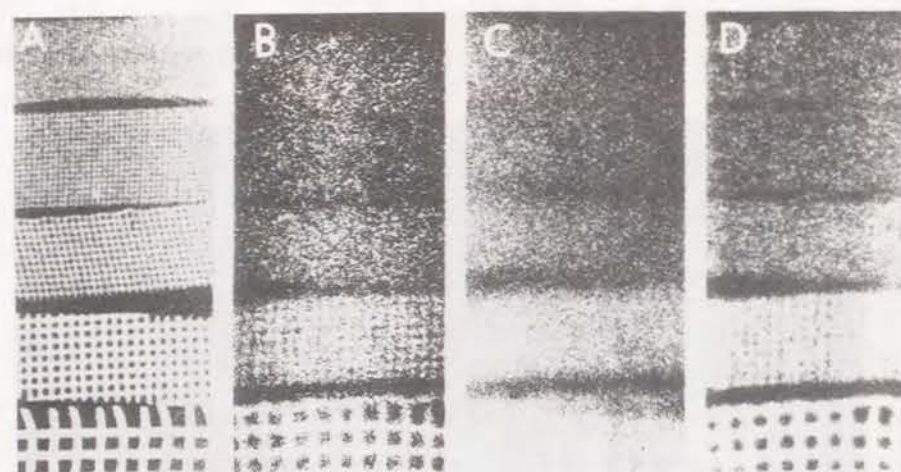
この四つの撮影法に対して計算した情報スペクトルを5.16図に示す。マイクロワイヤメッシュの分解能については、LSFの幅の逆数(約 10mm^{-1})以上の高空間周波数領域での情報スペクトルの減衰

*1 Dでは管電圧が他の三つの手法に比べて高いので、線質の違いにより、写真コントラストが低下している可能性がある。なるべく同じ管電圧で撮影したX線写真を比較する方がよい。

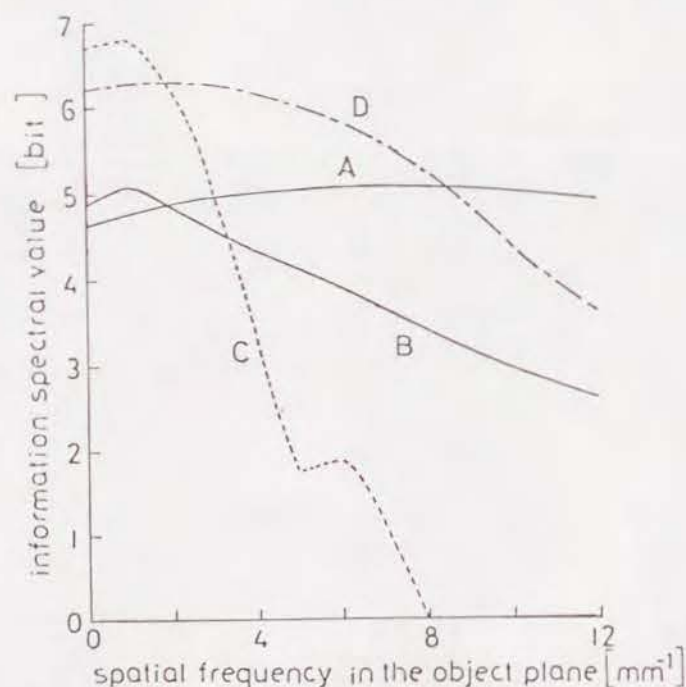
*2 文献100のFig.5とFig.6の主観的評価の結果をまとめた。



5.14図 二種類(A, B)の撮影法による足の指のX線写真¹⁰¹⁾

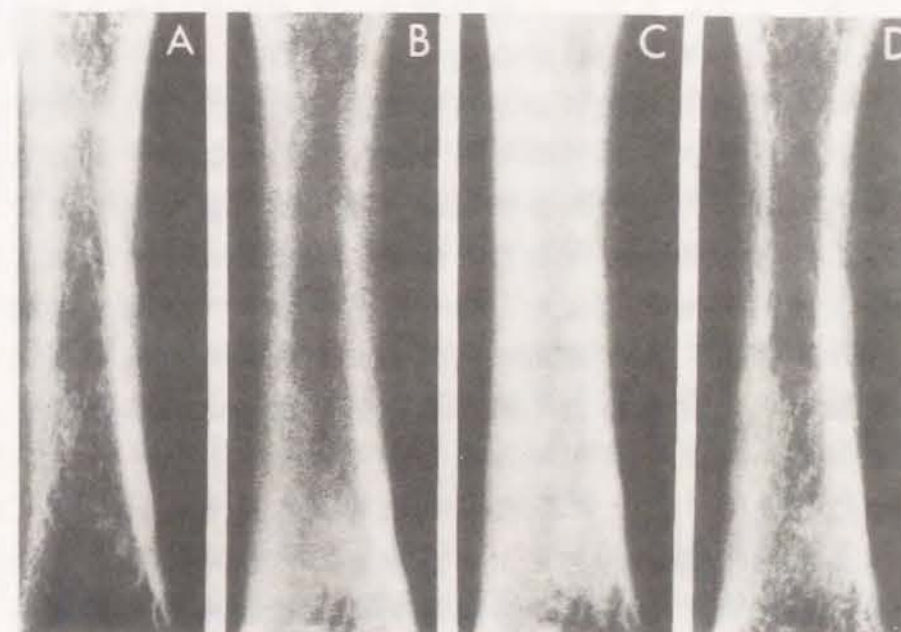


5.15図 四種類の撮影法によるマイクロワイヤメッシュのX線写真¹⁰⁰⁾



5.16図 四種類の撮影法の情報スペクトル

特性が重要となる。 $\nu=12\text{mm}^{-1}$ で、情報スペクトルの値は、5.15図のX線写真の主観的評価の順番と同じく、 $A(4.86\text{bit}) > D(3.57\text{bit})$



5.17図 四種類の撮影法による臨床写真の例¹⁰⁰⁾

) > B(2.57bit) > C(0bit)の順になっている。

骨の臨床写真でも同じ結果になることを、文献100では Fig.7~ Fig.15に示してある。その一例を5.17図に示す。

5.6 まとめ

X線写真撮影系の性能やX線写真の画質を総合的に評価するには情報容量よりも、その一次元スペクトルである情報スペクトルの方が有効であった。

この章では、この情報スペクトルの定義及びその計算法を示し、これを使った総合評価法を以下のように確立した。

X線写真撮影系の性能やX線写真の画質の総合評価では、個々の被写体について、重要な空間周波数領域を決めて、その領域で情報スペクトルの値の大小を比較した。その結果、低コントラスト被写

体の検出能には、低空間周波数領域が重要であることが明らかになった。一方、高コントラスト被写体は、主として、エッジの鮮鋭度（又は分解能）で画質が決まるので、線像分布関数（LSF）の幅の逆数以上の高空間周波数領域が重要であることが明らかになった。また、低コントラスト被写体でも、エッジの鮮鋭度（又は分解能）を見たいときは、同様に高空間周波数領域が重要であった。

これらのことを使って、有名なRossmannの針とビーズのX線写真の画質の主観的評価の順番を、情報スペクトルで適確に評価することができた。また、医学診断で代表的な拡大X線写真撮影系、乳房X線写真撮影系、骨部精密X線写真撮影系などの性能評価とX線写真の画質評価もうまく説明することができた。

以上のことから、ここで定義した情報スペクトルは、個々の被写体にとって最適な撮影系を見出す手段として使用できる。また、X線写真撮影系だけでなく、他の撮像系の性能と画質の評価や、画像処理の方針を見出す有力な手段となる。

6.1 まえがき

医学診断用X線写真の被写体が人体であることを考えると、避けることができないぼけが被写体の運動によるぼけである。この運動によるぼけは、高コントラスト被写体の鮮鋭度（又は分解能）に影響する。また、低コントラスト被写体の検出能にも影響する。

現在まで、被写体の運動によるぼけの影響は、高コントラスト被写体の鮮鋭度（又は分解能）に対するものだけが変調伝達関数（MTF）を使って分析的に議論されてきた^{146, 147}。このMTFを使った分析的評価法では、低コントラスト被写体の検出能に対する影響を評価することができなかった。しかし、われわれが導入した情報スペクトルを用いた総合評価法では、両者を評価することができる^{119, 120}。すなわち、高コントラスト被写体の鮮鋭度（又は分解能）は、線像分布関数（LSF）の幅の逆数以上の高空間周波数領域で、低コントラスト被写体の検出能は、零空間周波数付近の低空間周波数領域で、情報スペクトルの値の大小を比較すれば評価できる。

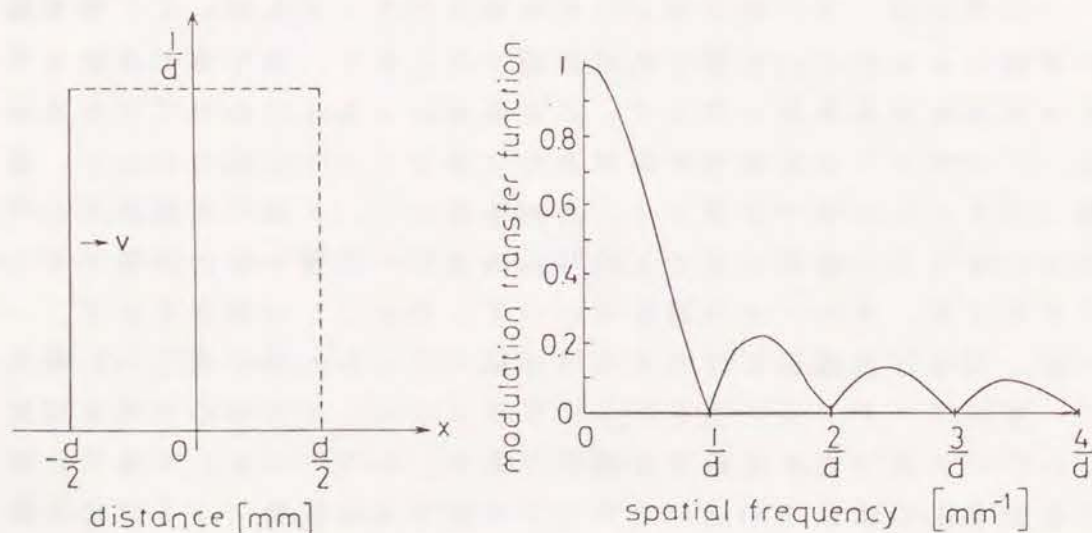
この章では、第5章で導入した情報スペクトルを用いて、被写体の運動によるぼけの影響を総合評価する。まず、被写体の運動を単純な等速度直線運動と考えて、この運動によるぼけのMTFを求める。このMTFをX線写真撮影系の全MTFの中に組み込んで、情報スペクトルの値を計算する。これを使って、X線写真撮影系の性能やX線写真の画質に対する被写体の運動の影響を総合評価できることを示す。また、その適用例として、次の二つの場合を示す。一つは、X線写真撮影に使用する増感紙・フィルム系が異なった場合に、情報スペクトルの値を同じにするように、被写体の運動を調整した時のX線写真を比較する場合である。もう一つは、X線管に加える管電圧の脈動率の違いで発生する被写体の運動によるぼけを総合評価する場合である。

6.2 被写体の運動によるぼけの M T F

医学診断用 X 線写真の被写体は人体である。人体の運動は、各臓器ごとに異なり、非常に複雑である。したがって、ここでは取り扱いを簡単にするために、6.1図に示すように、細い無限小の線状の被写体が等速度直線運動をする場合を考える。その速度を v とし、X 線を照射する時間 t の間に、距離 d だけ運動したとすると、 d は $d=vt$ となる。したがって、この被写体の運動によるぼけを表わす L S F は、6.1図の点線で示す矩形パルス関数となる。この矩形パルス関数をフーリエ変換して、絶対値をとり、零空間周波数での絶対値を 1 とした関数 $M(\nu)$ が被写体の運動によるぼけの M T F である。これは、

$$M(\nu) = \left| \frac{\sin(\pi \nu d)}{\pi \nu d} \right| \quad (6.1)$$

である¹⁴⁶⁾。ここで、 ν は空間周波数である。(6.1)式を図示すると 6.2図となる。6.2図の M T F で、その第一零点の空間周波数 $1/d$ は、運動距離 d が大きくなると減少する。このことは、X 線写真の鮮鋭度(又は分解能)が被写体のわずかな運動でも悪くなり、画質が低下することを意味する。

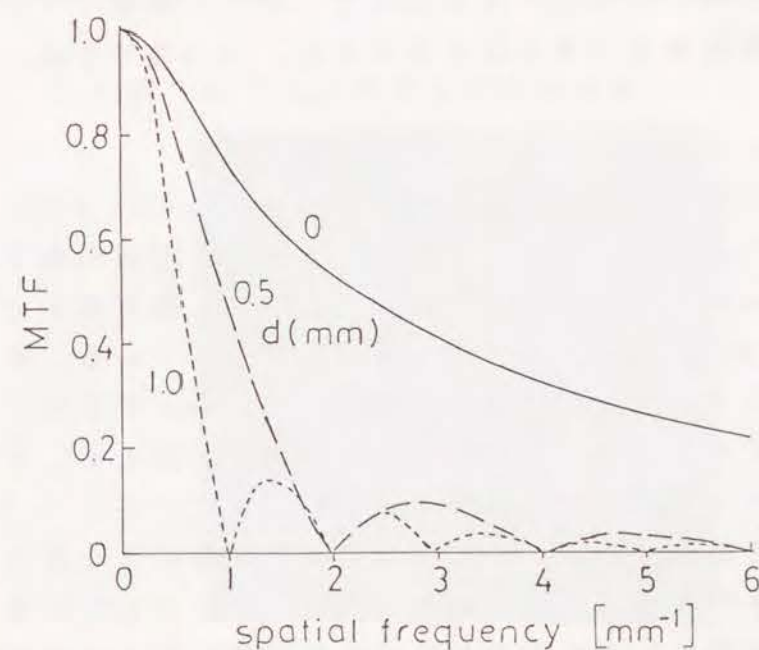


6.1 図 被写体の運動によるぼけ 6.2 図 運動によるぼけ M T F

6.3 被写体の運動によるぼけを含めた全 M T F

X 線写真撮影時に発生する X 線写真のぼけは、4.1 で述べたように、②焦点の幾何学的ぼけ、⑤増感紙・フィルム系のぼけ、③被写体の運動によるぼけの三つである。ここでは、簡単のために、被写体と増感紙・フィルム系を密着して撮影する密着撮影の場合を考える。この場合は、②の焦点の幾何学的ぼけの影響は無視できるので、⑤の増感紙・フィルム系のぼけと③の被写体の運動によるぼけが重なった場合の全 M T F を 5.3.2 の (5.4) 式から求めればよい。

6.3図に、この場合の例を示す。この図は、6.2 で述べた細い無限小の線状の被写体が、運動距離 $d=0\text{mm}, 0.5\text{mm}, 1.0\text{mm}$ だけ運動した状態を Detail-XRP^{9a)} の増感紙・フィルム系を使って、密着撮影した時の全 M T F である。 $d=0\text{mm}$ の場合が、増感紙・フィルム系だけの M T F である。被写体の運動によるぼけが重なると、全体のぼけが大きくなり全 M T F が一層悪くなっていることが明らかである。



6.3 図 被写体の運動によるぼけを含めた全 M T F
(Detail-XRP を使って、密着撮影した場合)

6.4 情報スペクトルを用いた総合評価^{119, 120)}

X線写真撮影系の性能とX線写真の画質の総合評価に、5.2で導入した情報スペクトルを使う。情報スペクトル $I(\nu)$ は、(5.1)式で示したように、

$$I(\nu) = \log_2 \sqrt{1 + \frac{P(\nu)}{n(\nu)}} \quad [\text{bit}] \quad (6.2)$$

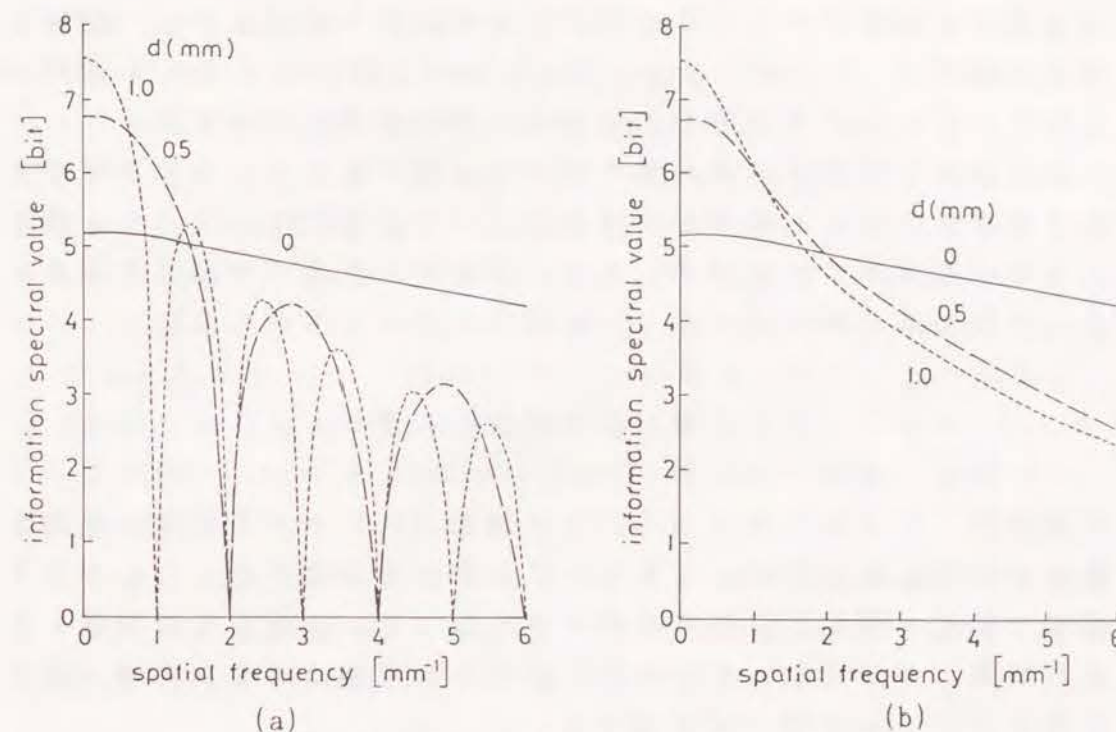
である¹¹⁹⁾。ここで、 $P(\nu)$ は信号のウィナースペクトルで、撮影系の全MTFの自乗に比例する。 $n(\nu)$ は増感紙・フィルム系の粒状のウィナースペクトルである。

ここでは、被写体の運動によるぼけのMTFを、 $P(\nu)$ の中の全MTFに一要素として含ませる。すなわち、6.3で述べたように、密着撮影した場合、系の全MTFは増感紙・フィルム系のMTFと被写体の運動によるぼけのMTFの積となる。5.3.3で述べた情報スペクトルの計算方法に従って、6.3図の例について、Detail-XRPの特性曲線とウィナースペクトルのデータ⁹⁸⁾を使って、被写体の運動を含めた情報スペクトルを求めると、6.4図となる。

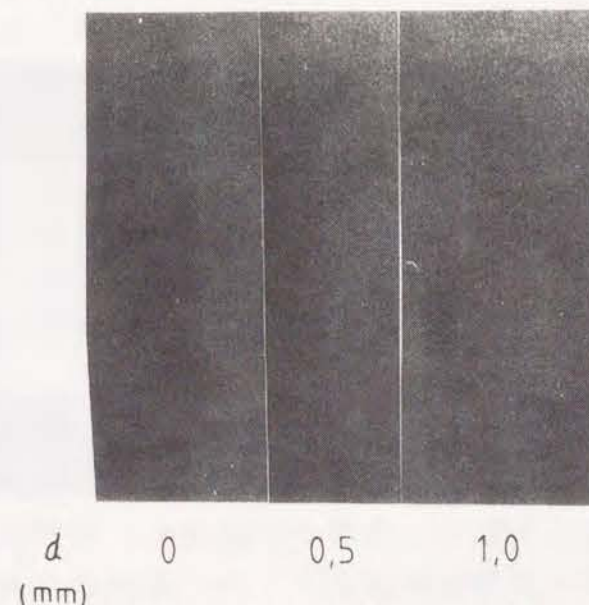
6.4.1 低コントラスト被写体の検出能の評価

6.5図に、運動する薄いセルロイド板を、Detail-XRPを使って密着撮影したX線写真を示す。使用したセルロイド板の幅と厚さは、1.5mmと0.5mmで、その長さは四種類あり、X線写真の上の方から20mm, 10mm, 5mm, 2.5mmと下へ行くほど短くなっている。その運動方向は水平方向で、運動距離は $d=1.0\text{mm}$, 0.5mm , 0mm である。これらの薄いセルロイド板は低コントラスト被写体であるため、その検出能に増感紙・フィルム系の粒状が大きく影響している。6.5図は、被写体の幅が運動によるぼけで拡がるため、運動によるぼけが大きいほど、被写体の検出能が良くなっていることを示している。すなわち、一番下の長さ2.5mmのセルロイド板の像を見比べれば明らかのように、検出能の順番は良い方から1.0mm, 0.5mm, 0mmの順である。

この主観的評価の順番を6.4図の情報スペクトルを使って評価す



6.4 図 被写体の運動を含めた情報スペクトル



6.5 図 運動する薄いセルロイド板のX線写真

る。薄いセルロイド板は低コントラスト被写体であるから、零空間周波数での情報スペクトルの値の大小を比較すればよい。6.4図からその順番は、1.0mm(7.58bit) > 0.5mm(6.77bit) > 0mm(5.15bit) となり、6.5図のX線写真の主観的評価の順番と一致する。

ところで、運動する被写体のぼけを評価するとき、そのぼけがあまりにも大きいと、被写体自身がぼけの中に隠れてしまって、識別できなくなるので、ぼけの大きさが被写体の大きさを越える場合には、写真自体意味がなくなり、情報スペクトルも使えない。

6.4.2 高コントラスト被写体の鮮鋭度の評価

6.6図に、運動するAl板(30mmX10mmX2mm)をDetail-XRPを使って密着撮影したX線写真を示す。その運動方向は水平方向で、運動距離は $d=1.0\text{mm}$, 0.5mm , 0mm である。この写真を見比べると、 d が大きくなるほど、運動によるぼけが大きくなって、エッジの鮮鋭度(又は分解能)が悪くなっていることが明らかである。これを6.4図の情報スペクトルを使って評価する。



6.6図 運動するAl板のX線写真

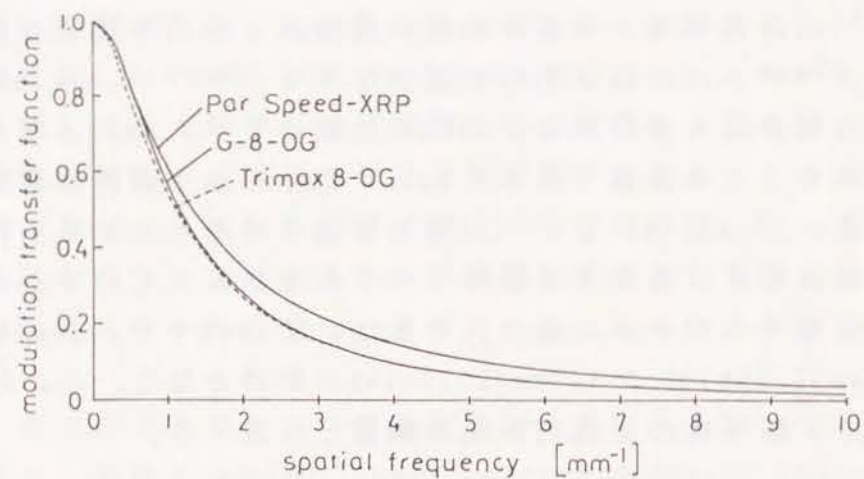
Al板は高コントラスト被写体であるから、エッジの鮮鋭度(又は分解能)の評価には、LSFの幅の逆数以上の高空間周波数領域での情報スペクトルの減衰特性が重要である¹¹³⁻¹²⁰⁾。6.6図の場合、LSFの幅が最も狭いのは、 $d=0\text{mm}$ の場合で、 0.4mm となる¹²⁰⁾。したがって、この逆数である 2.5mm^{-1} 以上の高空間周波数領域が重要である。6.4図(b)は、(a)図の情報スペクトルの減衰特性を見易くするために、振動する値のピーク値を結んだものである。これから、情報スペクトルの値の大きさは、 $\nu=6\text{mm}^{-1}$ で、 $0\text{mm}(4.16\text{bit}) > 0.5\text{mm}(2.56\text{bit}) > 1.0\text{mm}(2.32\text{bit})$ の順番となる。この結果は、6.6図のX線写真の主観的評価の順番と一致する。

6.5 適用例1

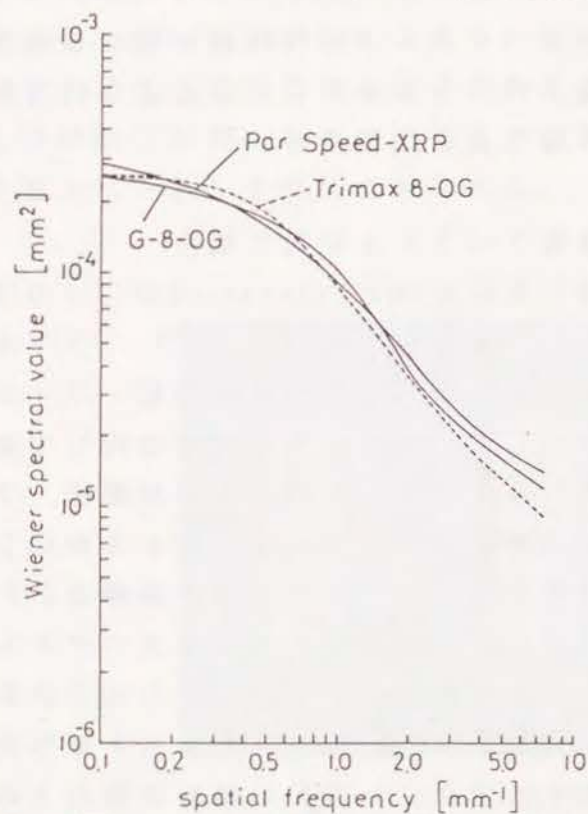
ここでは、MTF、ウィナースペクトル、特性曲線が異なる増感紙・フィルム系を使って、情報スペクトルが同じになるように運動させた被写体を密着撮影したX線写真を比較する。

6.5.1 全空間周波数領域の情報スペクトルが同じ場合

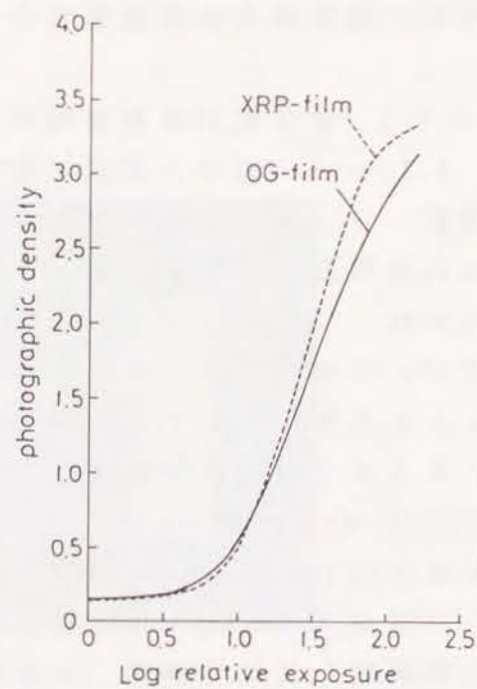
6.7 ~ 6.9図に、撮影に使用したG-8-0GとTrimax8-0Gの二つの増感紙・フィルム系のMTF⁹⁸⁾、ウィナースペクトル⁹⁸⁾、フィルム系の特性曲線⁹⁸⁾を示す。これらの図から、二つの増感紙・フィルム系は、同じOGフィルムを使用していて、MTFはほぼ同じであるが、ウィナースペクトルは異なっている。この二つの増感紙・フィルム系を使用して、6.10図に示すように、情報スペクトルが同じになるように被写体の運動を調整する。この場合、運動距離をG-8-0Gでは $d=1.0\text{mm}$ 、Trimax8-0Gでは $d=1.1\text{mm}$ にすると情報スペクトルがほぼ同じになる。6.10図で、(a)図は、6.4で述べた方法で計算した情報スペクトルである。これを使って、高コントラスト被写体の鮮鋭度(又は分解能)を評価する場合、LSFの幅の逆数以上の高空間周波数領域での情報スペクトルの減衰特性が重要であった。そのために、(a)図のような振動周期の異なる情報スペクトルを比



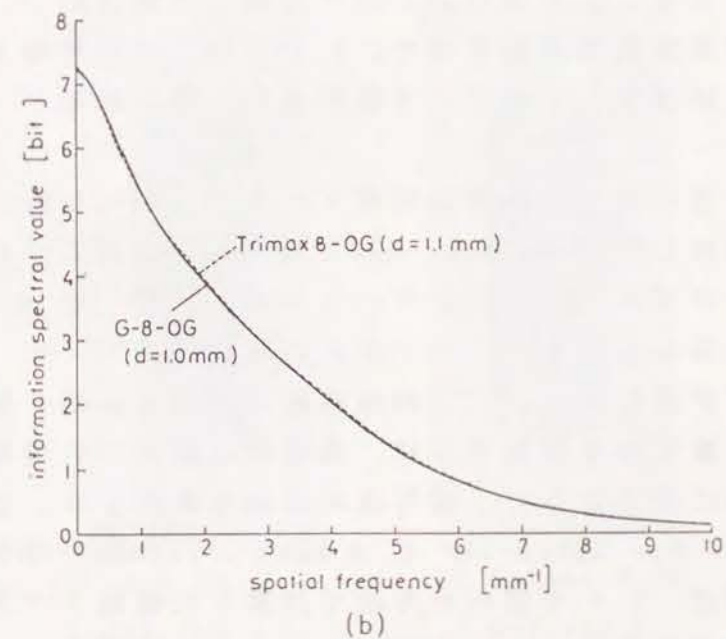
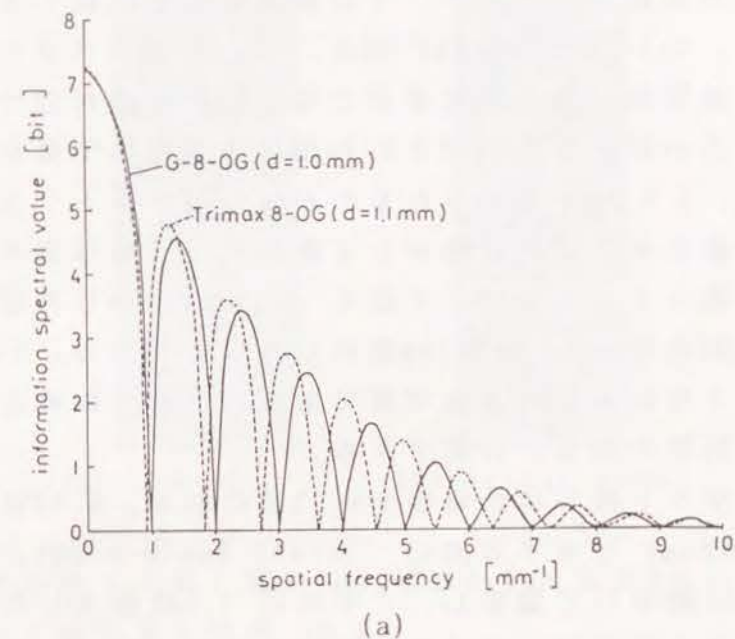
6.7 図 G-8-OG, Par Speed-XRP, Trimax 8-OG の M T F ⁹⁸⁾



6.8 図 G-8-OG, Par Speed-XRP, Trimax 8-OG のウィナースペクトル ⁹⁸⁾



6.9 図 OGフィルム と XRPフィルム の特性曲線 ⁹⁸⁾



6.10 図 G-8-OG と Trimax 8-OG の情報スペクトル

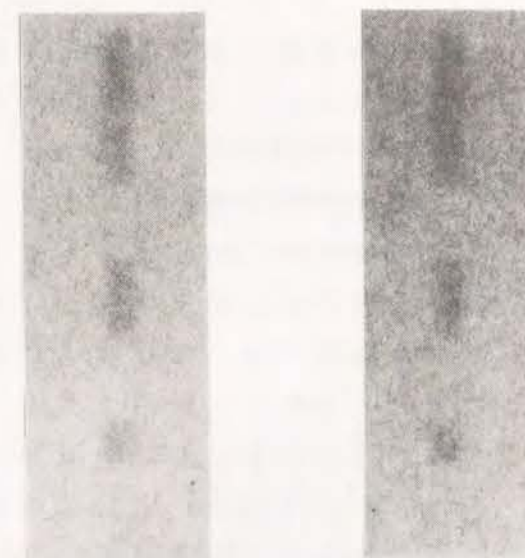
較する場合、(b)図に示すように、振動する情報スペクトルのピーク値を結んだ曲線を使う方が、その減衰特性を比較しやすい。また、6.10図から、G-8-0GとTrimax8-0Gの二つの情報スペクトルは、低コントラスト被写体の検出能に重要な零空間周波数付近でもほぼ同じ値である。この結果を6.11図と6.12図のX線写真で確かめてみる。

6.11図は、6.4.1で使用したのと同じ低コントラスト被写体のセルロイド板を水平方向に動かして撮影したX線写真である。(a)がG-8-0Gを使って、セルロイド板を $d=1.0\text{mm}$ 動かした場合で、(b)がTrimax8-0Gを使って $d=1.1\text{mm}$ 動かした場合である。いずれの場合も光学的に2倍拡大したX線写真である。これらの検出能を見比べると、ほぼ同等であると評価できる。

高コントラスト被写体の場合を6.12図に示す。6.12図は、Al板(30mmX10mmX2mm)を水平方向に、(a) $d=1.0\text{mm}$ (G-8-0G)、(b) $d=1.1\text{mm}$ (Trimax8-0G)動かして撮影し、光学的に1.5倍拡大したX線写真である。これらの鮮鋭度(又は分解能)を見比べると、ほぼ同等であると評価できる。この場合のLSFの幅の逆数は約 1.4mm^{-1} である。これ以上の高空間周波数領域で、6.10図の二つの情報スペクトルの減衰特性はほぼ等しいので、X線写真の主観的評価と一致する。

6.5.2 低空間周波数領域の情報スペクトルが同じ場合

撮影に使用したPar Speed-XRPとTrimax8-0Gの二つの増感紙・フィルム系のMTF⁹⁸⁾とウィナースペクトル⁹⁸⁾を6.7図と6.8図にそれぞれ示した。また、フィルムの特性曲線⁹⁸⁾を6.9図に示した。MTFが異なるこの二つの増感紙・フィルム系を使って、低コントラスト被写体を撮影する時、零空間周波数での情報スペクトルの値が同じになるように、被写体の運動を調整する。この場合、運動距離 d は、Par Speed-XRPで 0.6mm で、Trimax8-0Gで 0.5mm である。6.13図に、6.4で述べた方法で計算した情報スペクトルを示す。この図から明らかなように、低コントラスト被写体にとって重要な零空間周波数付近の情報スペクトルの値は一致している。この結果



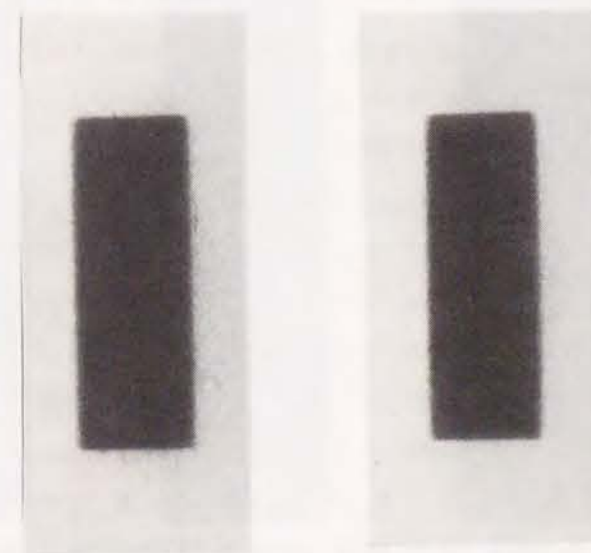
(a) G-8-0G

(b) Trimax 8-0G

($d=1.0\text{mm}$)

($d=1.1\text{mm}$)

6.11図 セルロイド板(幅1.5mm,厚さ0.5mm,長さ10.5,2.5mm)のX線写真(倍率 X2.0)



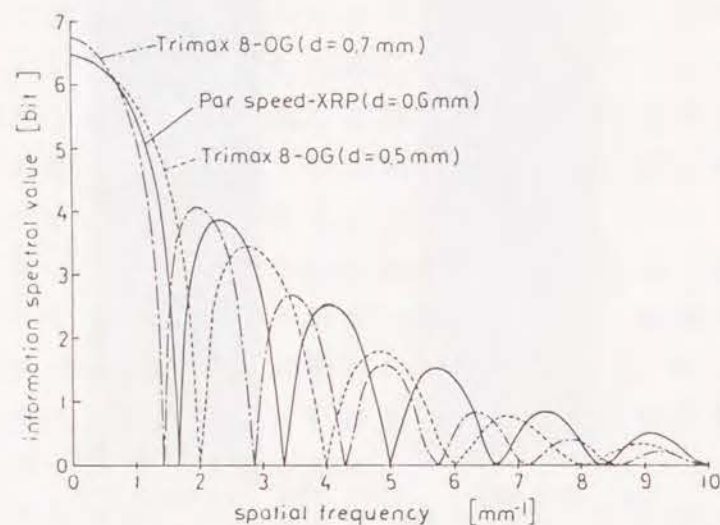
(a) G-8-0G

(b) Trimax 8-0G

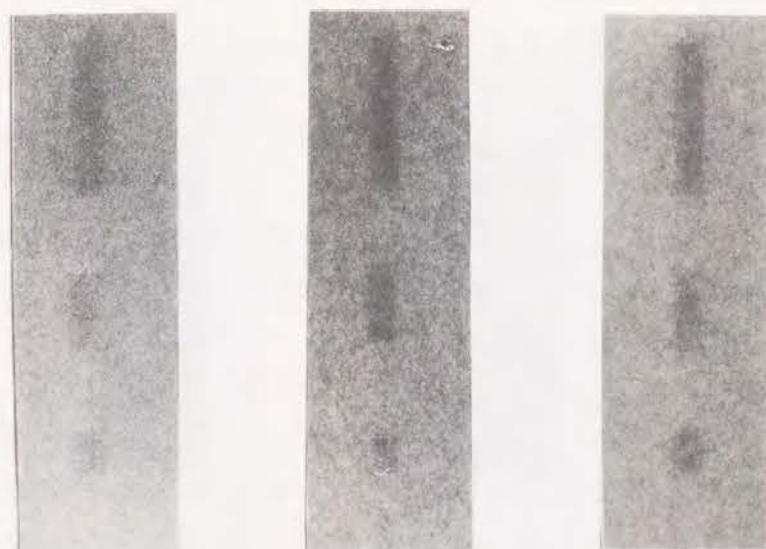
($d=1.0\text{mm}$)

($d=1.1\text{mm}$)

6.12図 Al板(30mmX10mmX2mm)のX線写真(倍率 X1.5)



6.13 図 Par Speed-XRP と Trimax 8-OG の情報スペクトル



(a) Par Speed-XRP (b) Trimax 8-OG (c) Trimax 8-OG
(d=0.6mm) (d=0.5mm) (d=0.7mm)

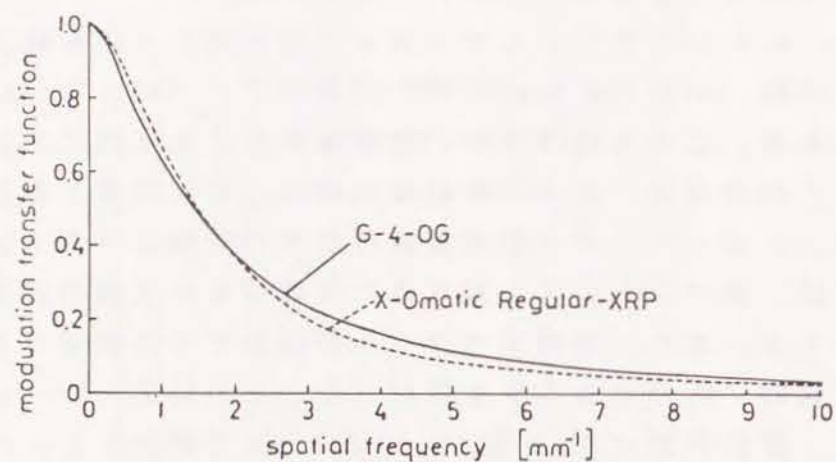
6.14 図 セルロイド板 (幅 1.5mm, 厚さ 0.5mm, 長さ 10.5, 2.5mm)
の X 線写真 (倍率 X2.0)

を 6.14 図のセルロイド板の X 線写真で確かめる。

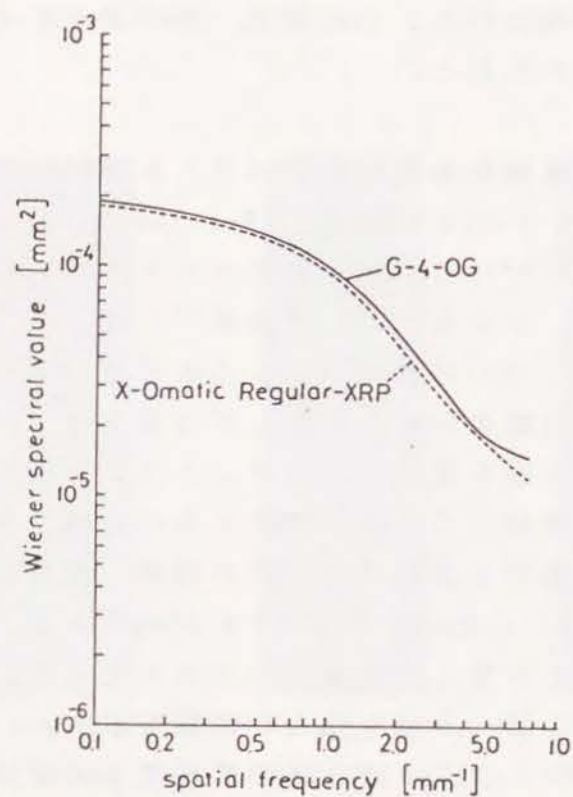
6.14 図は、6.4.1 で使用したセルロイド板と同じものを被写体としている。同図 (a) は Par Speed-XRP の場合で、(b) は Trimax 8-OG の場合である。この X 線写真は、密着撮影後、光学的に 2 倍拡大してある。これを見比べると、その検出能は、ほぼ同等であると評価できる。したがって、零空間周波数付近での情報スペクトルの値が一致すれば、低コントラスト被写体の X 線写真の主観的評価も一致するといえる。また、情報スペクトルの値がどの程度違うと、X 線写真で主観的に区別できるかを検討した。その結果、Trimax 8-OG の場合で、運動距離 d を 0.5mm から 0.7mm まで動かすと、6.14 図の (c) に示すように、被写体の検出能に違いが現われた。この時、情報スペクトルの値には、6.13 図に示すように、零空間周波数で 0.25bit の違いが現われた。この程度、値が違うと X 線写真の主観的評価が違うと認められる。

6.5.3 高空間周波数領域の情報スペクトルが同じ場合

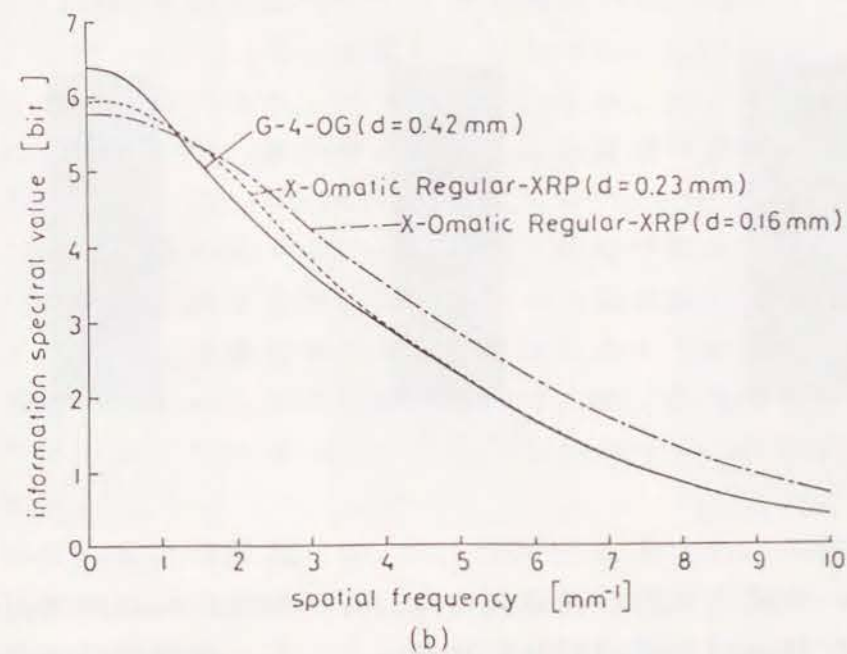
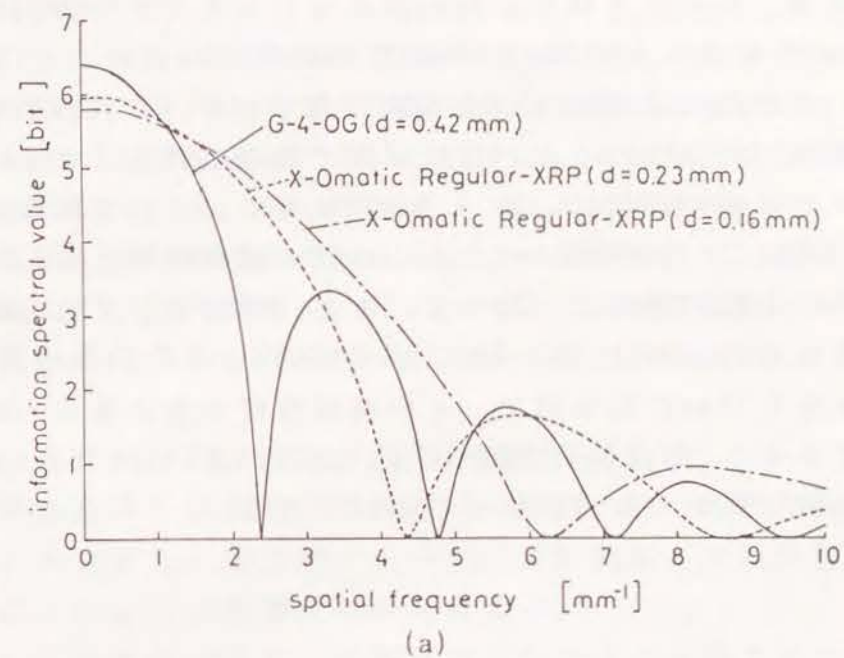
撮影に使用した G-4-OG と X-0matic Regular-XRP の二つの増感紙・フィルム系の MTF⁹⁸⁾ とウィナースペクトル⁹⁸⁾ を 6.15 図と 6.16 図にそれぞれ示す。フィルムの特性曲線⁹⁸⁾ は、6.9 図に示した。これらの図から、二つの増感紙・フィルム系は、MTF、ウィナースペクトル、特性曲線のいずれも少しずつ異なっている。この二つの増感紙・フィルム系を使って、高コントラスト被写体を撮影する時、高空間周波数領域での情報スペクトルの減衰特性が同じになるように、被写体の運動を調整する。この場合、運動距離 d は G-4-OG で 0.42mm で、X-0matic Regular-XRP で 0.23mm である。6.17 図 (a) に、6.4 で述べた方法で計算した情報スペクトルを示す。(b) に、(a) の情報スペクトルのピーク値を結んだ曲線を示す。(b) 図から明らかのように、高コントラスト被写体の鮮鋭度 (又は分解能) によって重要な高空間周波数領域で、二つの情報スペクトルの減衰特性が一致する。この結果を 6.18 図の A1 板の X 線写真で確かめる。



6.15図 G-4-OGとX-Omatic Regular-XRPのMTF⁹⁸⁾

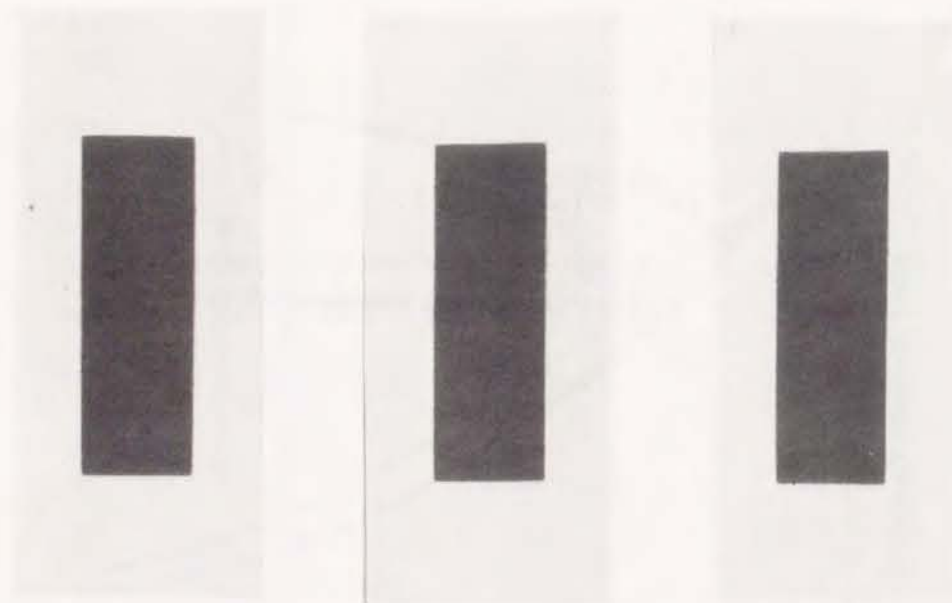


6.16図 G-4-OGとX-Omatic Regular-XRPのウィナースペクトル⁹⁸⁾



6.17図 G-4-OGとX-Omatic Regular-XRPの情報スペクトル

6.18図は、6.4.2 で使用したAl板と同じものを水平方向に、(a) $d=0.42\text{mm}$ (G-4-OG)、(b) $d=0.23\text{mm}$ (X-Omatic Regular-XRP) 動かして撮影し、光学的に2倍拡大したX線写真である。これらの鮮鋭度(又は分解能)を見比べると、ほぼ同等であると評価できる。この場合のLSFの幅の逆数は、約 1.8mm^{-1} である。この空間周波数以上で、6.17図の二つの情報スペクトルの値の減衰特性は等しいので、X線写真の主観的評価と一致する。また、鮮鋭度(又は分解能)の違いが認められるのは、6.17図に示すX-Omatic Regular-XRPで、運動距離 d を 0.16mm にした時で、その減衰特性の違いを $\nu=10\text{mm}^{-1}$ の所で見ても、0.25bit 値が大きい。この違いは、6.18図(c) に示したX線写真からも確かめることができる。



(a) G-4-OG (b) X-Omatic Regular-XRP (d=0.23mm) (c) X-Omatic Regular-XRP (d=0.16mm)
6.18図 Al板(30mmX10mmX2mm)のX線写真(倍率 X1.5)

6.6 適用例 2¹¹⁹⁾

4.5.2 で述べたX線管電圧脈動率のX線写真の画質への影響、特に、照射時間の違いで発生する被写体の運動によるぼけを情報スペクトルを使って総合評価する。ここでは、X線写真撮影系の幾何学的配置を同じにして、同じ増感紙・フィルム系を使って、X線管に同じ管電圧、同じ管電流を加える。この撮影条件で、管電圧脈動率だけを変えて、写真濃度を一定にするように密着撮影する場合のX線写真撮影系の性能とX線写真の画質を総合評価する。

6.6.1 画質の要因に及ぼす管電圧脈動率の効果

X線管の管電圧脈動率がX線写真の画質の四つの物理的要因(①写真コントラスト、②ラチチュード、③鮮鋭度(又は分解能)、④粒状)にどのように影響するかを考える。

4.5.4 で述べたように、①写真コントラストと②ラチチュードは、増感紙の蛍光減弱曲線の勾配が関係する。この勾配は、管電圧脈動率が3%と100%の場合を比べても、被写体がAl 15mm以上、アクリル10cm以上では、約1.1倍しか変わらなかった。したがって、①写真コントラストと②ラチチュードは、それぞれ、約1.1倍、約0.9倍しか変わらないので、脈動率が変わっても顕著な変化はない。

④粒状については、Rossmann⁹²⁾に従って、三つの要素に分けて考える。第一の量子モトルは、画素当りの増感紙が受けるX線光子数の1/2乗に逆比例するが、同じ濃度の写真を比較するので、X線スペクトルの管電圧脈動率に対する変化はあまり影響しない。また、同じ増感紙・フィルム系で比較するので、第二の増感紙構造モトルと第三のフィルム粒状は一定である。したがって、④粒状に顕著な変化はない。

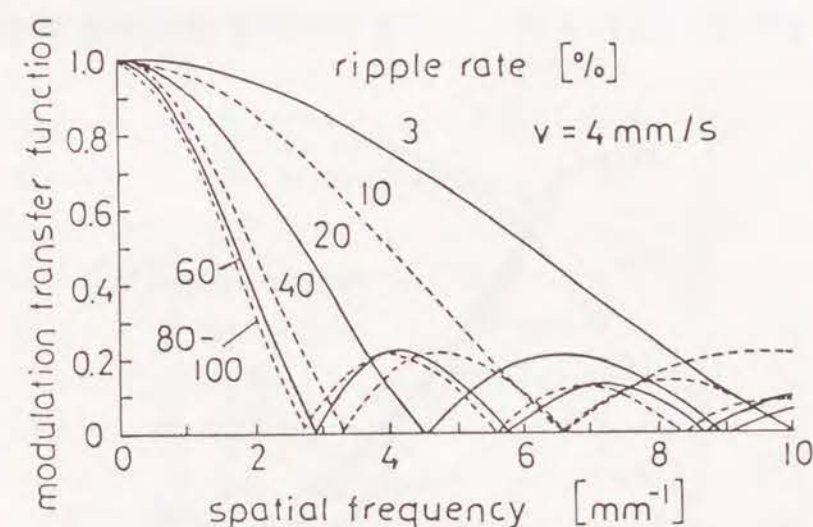
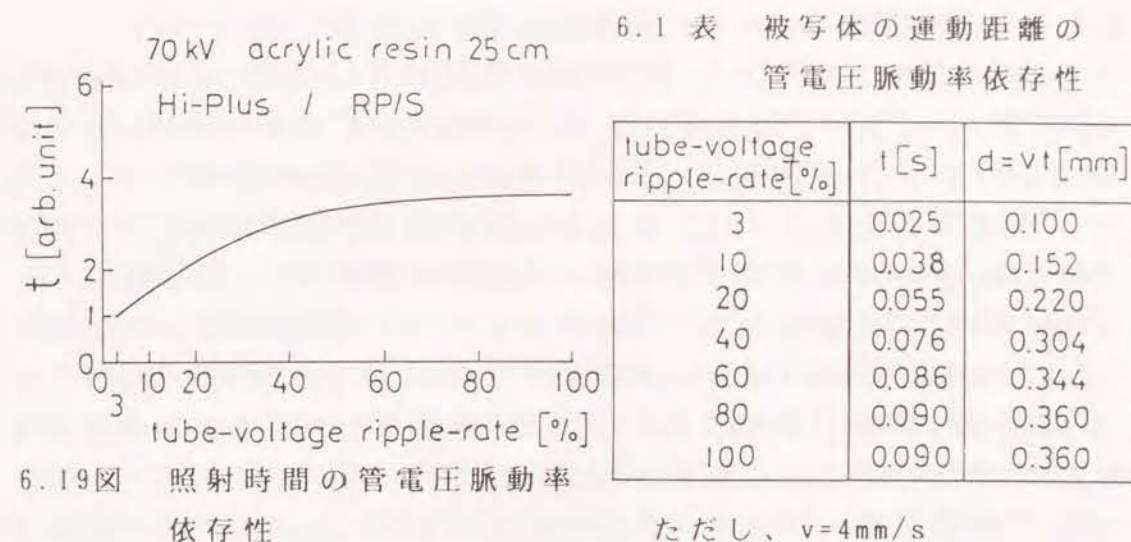
③鮮鋭度(又は分解能)は、4.1 で述べたように、X線写真に写った被写体のぼけを意味する。この被写体のぼけのうち、焦点の幾何学的ぼけと増感紙・フィルム系のぼけは、前述したように同じであるから考えなくてもよい。したがって、管電圧脈動率の影響を受

けるのは、被写体の運動によるぼけだけである。この被写体の運動によるぼけを小さくするためには、4.5.2 で述べたように、照射時間を短くするとよい。管電圧脈動率が3%と100%の場合に、同じ写真濃度にするために必要な照射時間を比べると100%の方が長くなる。それは、脈動率が大きくなると照射線量が少なくなるためである。例えば、4.20図から、アクリル25cmの被写体の場合、照射線量は脈動率3%の場合と比べて、100%では、約0.28倍になる。したがって、管電圧脈動率が大きくなると、同じ写真濃度にするために、被写体の運動によるぼけが大きくなって、X線写真の③鮮鋭度（又は分解能）が悪くなる。

以上のことから、管電圧脈動率を変えた場合に、X線写真の画質に大きく影響するのは、③の鮮鋭度（又は分解能）だけである。そのうち、特に、被写体の運動によるぼけが顕著である。

6.6.2 被写体の運動によるぼけのMTFの管電圧脈動率依存性

管電圧、管電流を一定にして、同じ濃度のX線写真を撮る時に、管電圧脈動率を変えると、照射時間が変わることは、4.5.2 で述べた。例えば、一例として、管電圧70kV、管電流800mAで、被写体をアクリル25cmとして、Hi-Plus/RP/Sの増感紙・フィルム系を使い、焦点-フィルム間距離を1mとして、写真濃度が1.0になるように撮影した時の照射時間の管電圧脈動率依存性を6.19図に示す¹⁾²⁾。図の横軸が管電圧脈動率で、縦軸が脈動率3%の場合の照射時間を1とした時の他の脈動率での照射時間の相対値を示している。この図を使って、各管電圧脈動率に対する照射時間 t を計算すると、6.1表の第2列目のようになる。ただし、管電圧脈動率3%の場合の照射時間を0.025sとしている。この照射時間内に、 $v=4\text{mm/s}$ の速度で、被写体が等速直線運動したと仮定すると、その運動距離 d は、6.1表の第3列目のようになる。この運動距離 d を使って、管電圧脈動率に対する被写体の運動によるぼけのMTFを(6.1)式から計算すると6.20図のようになる。この図から明らかなように、管電圧脈動率



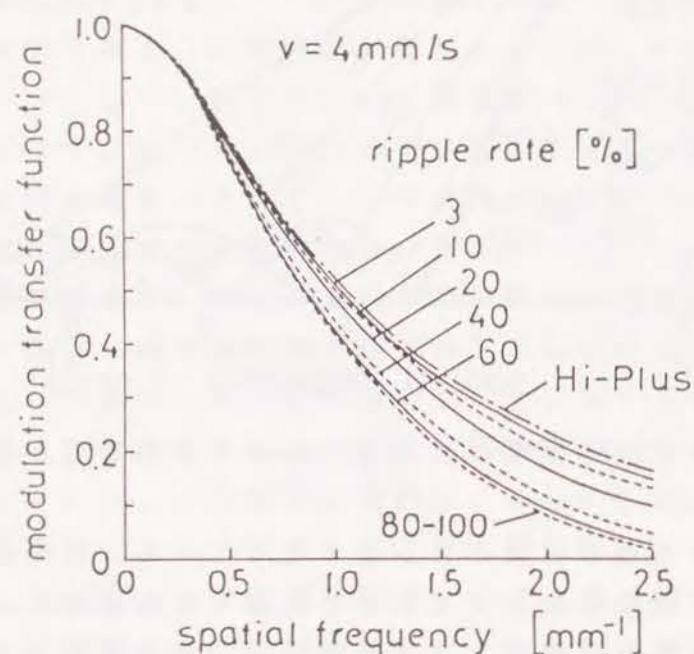
6.20図 被写体の運動によるぼけのMTFの管電圧脈動率依存性

が大きくなるほど、MTFが悪くなっている。したがって、この図は、管電圧脈動率が大きくなると、被写体の運動によるぼけのために、X線写真の鮮鋭度（又は分解能）が悪くなることを示している。

6.6.3 情報スペクトルの管電圧脈動率依存性

6.4 で述べたように、(6.2)式の情報スペクトル $I(\nu)$ の中の信号のウィナースペクトル $p(\nu)$ に、6.20図の被写体の運動によるぼけのMTFを含ませる。いま、密着撮影の場合を取り扱っているので、撮影系の全MTFは、被写体の運動によるぼけのMTFと増感紙・フィルム系のMTFとの積になる。増感紙・フィルム系はHi-Plus/RP/S⁹⁸⁾を使うので、この系の全MTFを求めると、6.21図のようになる。この図から、系の全MTFは、Hi-Plus/RP/SのMTFで抑えられるが、それ以上に、管電圧脈動率すなわち被写体の運動によるぼけのMTFに支配されていることが明らかである。一方、 $n(\nu)$ は増感紙・フィルム系の粒状のウィナースペクトルであるが、6.6.1 で述べたように、管電圧脈動率に依存しない。

(6.2)式の情報スペクトル $I(\nu)$ の中の $p(\nu)$ は全MTFの自乗に比例するので、これを通して、管電圧脈動率の効果が情報スペク

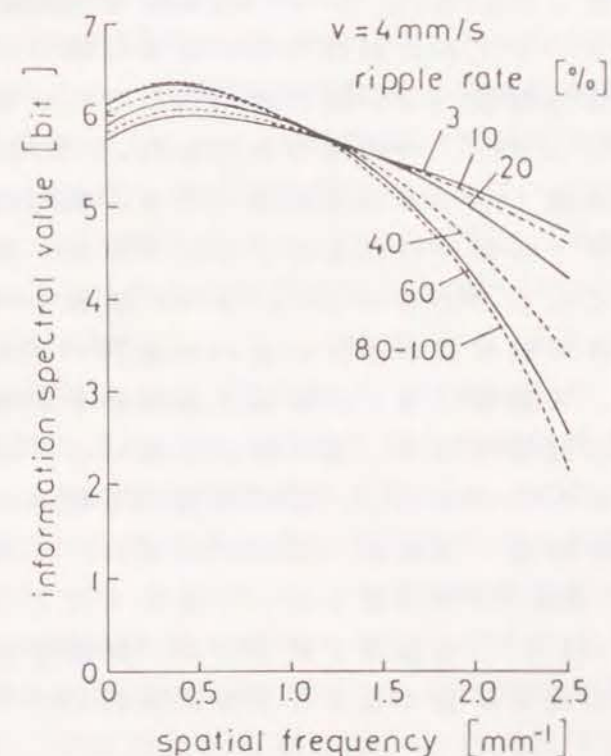


6.21図 撮影系の全MTFの管電圧脈動率依存性

トルに現われる。以下で、この情報スペクトルの管電圧脈動率依存性を求めて、管電圧脈動率のX線写真に及ぼす効果を総合評価する。

6.4 で述べた計算方法に従って、Hi-Plus/RP/Sの特性曲線¹⁴⁸⁾とウィナースペクトル⁹⁸⁾のデータも使って、情報スペクトルを計算すると、6.22図のようになる。

6.22図から、零空間周波数付近が重要な低コントラスト被写体の検出能は、管電圧脈動率が大きい方が、 $\nu = 0 \text{ mm}^{-1}$ で、 $80 \cdot 100\%$ (6.12bit) > 3% (5.72bit) のように情報スペクトルの値も大きい。一方、約 1.1 mm^{-1} (LSFの幅の逆数) 以上の高空間周波数領域での情報スペクトルの減衰特性が重要な高コントラスト被写体の鮮鋭度 (又は分解能) は、管電圧脈動率が小さい方が、 $\nu = 2.5 \text{ mm}^{-1}$ で、 3% (4.73bit) > $80 \cdot 100\%$ (2.15bit) のように情報スペクトルの値が



6.22図 情報スペクトルの管電圧脈動率依存性

大きいことが明らかである。この結果は、管電圧脈動率が大きくなると、被写体の運動によるぼけが大きくなって、X線写真の画質は著しく低下するが、検出すべき被写体が大きく写るので、検出能は良くなる効果を示している。

6.7 まとめ

被写体の運動がX線写真の画質にどのように影響するかを、情報スペクトルを使って総合的に評価することができた。これは、被写体の運動によるぼけのMTFを、X線写真撮影系の全MTFの中に積の形で組み込んで、情報スペクトルを被写体の運動も含めて計算できるように拡張したためである。

この情報スペクトルを使うと、零空間周波数付近が重要な低コントラスト被写体の検出能が、被写体の運動によるぼけで良くなることが明らかになった。また、LSFの幅の逆数以上の高空間周波数領域での情報スペクトルの減衰特性が重要な高コントラスト被写体の鮮鋭度(又は分解能)は、逆に悪くなることが明らかになった。

この適用例として、二つの場合を示した。一つは、X線写真撮影に使用する増感紙・フィルム系が違って、被写体の運動を調整して、情報スペクトルが同じになるようにすれば、撮影したX線写真の画質も同じになることを示した。また、情報スペクトルの値が、0.25bit 違えばX線写真の画質の違いを識別できることも示した。

もう一つは、X線管に加えた管電圧の脈動率が変化したとき、X線写真に及ぼす効果として、被写体の運動によるぼけの効果が最も顕著であることを明らかにし、この管電圧脈動率の写真効果を総合評価した。その結果、従来から定性的に言われてきた、管電圧脈動率の大きい(100%)単相装置を使って撮影するよりも、脈動率の小さい(約10~20%)三相装置を使う方が、鮮鋭度(又は分解能)の点でX線写真の画質が良くなることを定量的に示すことができた。

本研究の目的は、医学診断用X線写真撮影時の患者の被曝線量を低減し、しかも、X線写真の画質を向上させることである。この目的のためには、最も基本的な物理量として、X線管から照射されたX線の被写体透過前後のスペクトル分布を測定しなければならない。そして、このX線スペクトルが患者の被曝線量とX線写真の画質にどのように影響するかを明らかにしなければならない。そのためには、X線写真の画質を定量的に評価する必要がある。

X線スペクトル測定では、X線写真撮影時にX線管に流れる管電流が数100mA ~ 1Aと大きいため、Ge検出器がpile upして、今まで正確な測定ができなかった。それで、管電流を小さくすることを考えた。管電流を小さくすると、Ge検出器のpile upは小さくなったが、X線写真撮影装置内部の静電容量のために、X線管の管電圧脈動率が変化して、撮影時とは違ったスペクトル分布になった。この問題を解決するために、高電圧発生装置とX線管を繋ぐ高電圧ケーブルの静電容量を小さくした。その結果、X線写真撮影時と等しい管電圧脈動率のX線スペクトルを測定できるようになった。この測定法については、第2章で述べた。このようにして測定したX線スペクトルがKramersの理論から計算したX線スペクトルと一致するかどうかを第3章で検討した。その結果、Kramersの理論を修正する必要があることを見出し、その修正方法を示した。

現在、医学診断に使用されているX線写真撮影装置は、電源方式が種々あるので、その管電圧脈動率が異なる。また、同じ装置を使っても、被写体ごとに管電流を変えてX線写真を撮影するので、管電圧脈動率が変化する。そのため、X線写真撮影時の管電圧脈動率の違いで被写体透過前後のX線スペクトルがどのように変化するかを調べる必要がある。このX線スペクトルに及ぼす管電圧脈動率の効果を第3章で、定量的に明らかにし、これを使って照射線量への管電圧脈動率の効果も計算した。この結果から、写真濃度を一定に

した時のX線写真の画質(写真コントラストと鮮鋭度)と患者の被曝線量(被写体表面位置での照射線量に比例する)に対する管電圧脈動率の効果を第4章で検討した。その結果、患者の被曝線量を減して、X線写真の画質を良くするには、実用上、管電圧脈動率約11%以下の三相装置等の定電圧に近い高電圧発生装置を使用すればよいことを定量的に明らかにした。この時、測定したX線の光子スペクトルと増感紙の発光効率スペクトルとを組み合わせ、新しい蛍光量減弱曲線を提案した。従来は、X線写真の画質を写真コントラスト、ラチチュード、鮮鋭度、粒状の四つの物理的要因を個別に分析的に評価していた。しかし、実際のX線写真は、これらの要因が総合的に作用した結果であるので、これらの要因を総合的に評価できる方がよい。第5章で、これら四つの物理的要因を組み込んだ総合的単一評価尺度である情報スペクトルを新しく提案し、医学診断で代表的ないくつかのX線写真撮影系に適用した。その結果、情報スペクトルの値の大きさの順番が、X線写真の画質の主観的評価の順番と一致することを定量的に示した。また、X線写真撮影系の物理量だけでなく、被写体が運動した場合でも、X線写真の画質を総合評価できるように、第6章で、情報スペクトルを拡張した。この拡張した情報スペクトルを使って、X線写真の画質に及ぼす管電圧脈動率の効果を総合評価した。その結果、従来から定性的に言われていた管電圧脈動率の小さい三相装置の方が、脈動率の大きい単相装置よりもX線写真の画質(特に鮮鋭度)が良いということを定量的に示すことができた。

次に、本研究の成果から考えられるX線発生装置の開発方向を①電源方式と②X線のスペクトル分布の設計の二つに分けて述べる。

①電源方式

X線発生装置の電源方式は、できるだけ管電圧脈動率の小さいものがよい。理想的には、直流電源が一番良いが、一般の病院で使用することを考えると、管電流が1mA~1Aと大きく変化しても、管電

圧波形が変化せず、管電圧脈動率が約11%以下で一定になるような大容量で、コンパクトな価格も安い装置を開発することである。現在、この方向で、単相電源とコンバータやインバータ回路などを組み合わせ、周波数を高くして、脈動率の小さい管電圧を発生させる装置が実用化されつつある。しかし、まだ、電流容量が小さく、大電流(500~1000mA)を流す短時間撮影時には、管電圧脈動率も三相装置よりも大きいのが現状である。

②X線のスペクトル分布の設計

1.1.2で述べたように、患者の被曝線量を低減する方法として、今後、残っている部分は、線源すなわちスペクトル分布の設計である。すなわち、診断に必要な写真像の形成に重要で、最も効率のよいスペクトル成分を被写体ごとに明らかにして、そのスペクトル成分だけを抽出できるようなフィルタを設計し、X線写真の画質を維持した状態で、患者の被曝線量をより一層低減することである。このフィルタには二種類あり、一つは低エネルギー成分を除去するもので、原子番号の小さいCu、Alなどを使用する。もう一つは高エネルギー成分を除去するもので、原子番号の大きい希土類元素、W、PbなどのK吸収端(希土類元素: 37~39keV, W: 69.5keV, Pb: 88keV)を使用する。

通常のX線写真撮影系では、フィルタを入れると写真像を形成するのに十分な照射線量率が得られず、照射時間が長くなって、被写体の運動によるぼけが問題になるので、今まで研究されていなかった。しかし、フィルタを入れても十分な照射線量率が得られるような大容量のX線管が最近開発されつつあるので、今後は、X線のスペクトル分布の設計が重要になってくるものと信ずる。

以上、述べてきたように、本研究は医学診断用のX線スペクトルの測定法を確立して、管電圧波形がX線スペクトルを介して、患者の被曝線量とX線写真の画質にどのように影響するかを定量的に明らかにした。また、情報スペクトルを使って、被写体の運動も含め

たX線写真撮影系の性能とX線写真の画質を総合評価する方法も提案した。今後、本研究で得た成果が必要最小限の被曝線量で、画質の良いX線写真を撮影できるような装置の開発に利用されることを望む。

謝 辞

本研究の遂行にあたり御指導と御鞭撻を賜った京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科の金森仁志教授に深く感謝申し上げます。

本論文の作成にあたり終始熱心な御指導と御教示を賜った京都大学工学部電子工学科の板谷良平教授に心から厚く御礼申し上げます

本研究上の便宜を計って頂いた大阪府立工業高等専門学校前校長の永田 良工学博士、並びに現校長の斉藤昭三理学博士をはじめ、電気工学科の教職員の方々に心から感謝の意を表します。

また、本研究に関して、京都工芸繊維大学の卒業研究として協力頂いた吉野浩二氏、窪田英明氏、林 英樹氏に感謝します。

参 考 文 献

- 1) W. C. Röntgen: Sitzungsber. Physikal. Med. Gesellsch. 2 10 (1896)
- 2) 大塚昭義: 日本放射線技術学会誌 39 760 (1983)
- 3) ICRP (International Commission on Radiological Protection):
Protection against ionization radiation from external
sources (ICRP Publication 15, Pergamon Press, Oxford 1970)
- 4) ICRP: Protection of the patient in X-ray diagnosis (ICRP
Publication 16, Pergamon Press, Oxford 1970)
- 5) ICRP: Recommendation of the international commission on
radiological protection (ICRP Publication 26, Pergamon
Press, Oxford 1977)
- 6) ICRP: Protection of the patient in diagnostic radiology (ICRP
Publication 34, Pergamon Press, Oxford 1982)
- 7) United Nations Scientific Committee on the Effects of
Atomic Radiation: Levels and Effects of Ionizing Radiation.
(United Nations Scientific Committee on the Effects of
Atomic Radiation, Report to the General Assembly, 1977)
- 8) 岡島俊三: 医学放射線物理学 pp. 396-398, p35 (南山堂 1980)
- 9) T. Porubszky: Phys. Med. Biol. 31 371 (1986)
- 10) W. Arnold: Ann. d. Phys. N. F. 61 313 (1897)
- 11) R. Glocker: Fortschr. Röntgestr. 29 100 (1922)
- 12) J. W. Coltman, E. G. Ebbighausen and W. Alter: J. Appl. Phys. 18
530 (1947)
- 13) R. A. Buchanan, et al: Radiology 105 185 (1972)
- 14) 内田 勝、金森仁志、稲津 博: 放射線画像情報工学 (I)
PP. 323-327 (通商産業研究社 1980)
- 15) C. T. Ulrey: Phys. Rev. 11 401 (1918)
- 16) H. A. Kramers: Phil. Mag. 46 836 (1923)
- 17) W. W. Nicholas: Bur. of Stand. Jour. of Res. 2 837 (1929)
- 18) W. A. Jennings: Brit. J. Radiol. 26 193 (1953)
- 19) 中掘孝志: X線装置、特にコンデンサ式装置に関する研究,
pp. 37-49 (京都大学工学部学位論文, 1956)
- 20) 内田 勝: 日放技誌 15 70 (1959)
- 21) 金森仁志: 日本医学放射線学会誌 23 255, 565 (1963)
- 22) M. H. Unsworth and J. R. Greening: Phys. Med. Biol. 15 621 (1970)
- 23) 佐藤孝司: 日放技誌 29 393 (1974), 30 255 (1974)
- 24) 佐藤孝司: 放射線像研究 6 24 (1976)
- 25) L. Stanton, J. L. Day, D. A. Lightfoot, T. Villafana and P. L. Rauch:
Radiology 130 477 (1979)
- 26) J. Barton, E. Frank and J. M. Pfaff: Med. Phys. 9 425 (1982)
- 27) S. L. Fritz and W. H. Livingston: Med. Phys. 9 216 (1982)
- 28) L. Silberstein: J. Opt. Soc. Amer. 22 265 (1932)
- 29) L. Silberstein: Phil. Mag. S. 7. 15 suppl. 375 (1933)
- 30) D. E. A. Jones: Brit. J. Radiol. 13 95 (1940)
- 31) J. R. Greening: Brit. J. Radiol. 20 71 (1947)
- 32) J. R. Greening: Proc. Phys. Soc. A63 1227 (1950)
- 33) J. R. Greening: Brit. J. Radiol. 24 204 (1951)
- 34) 松沢秀夫: 日医放会誌 13 492 (1953)
- 35) 江藤秀雄: 日医放会誌 15 617 (1955)
- 36) P. K. S. Wang, R. J. Raridon and R. C. Crawford: Brit. J. Radiol. 30
153 (1957)
- 37) J. R. Greening: Brit. J. Radiol. 36 363 (1963)
- 38) 永田昭次郎、富永昌治、上田 勇、佐々木 崇: 電総研彙報
40 498 (1976)
- 39) 富永昌治、茨木康行、永田昭次郎: Radioisotopes 29 215
(1980)
- 40) L. C. Baird: Med. Phys. 8 319 (1981)
- 41) B. R. Archer and L. K. Wagner: Med. Phys. 9 844 (1982)
- 42) K. Chu and A. Fenster: Med. Phys. 10 772 (1983)

- 43) B. Lindell: Acta Radiol. 41 353 (1954)
- 44) D. V. Cormack, T. J. Griffith and H. E. Johns: Brit. J. Radiol. 30 129 (1957)
- 45) G. Hettinger and N. Starfelt: Nucl. Instr. 3 25 (1958)
- 46) G. Hettinger and N. Starfelt: Acta Radiol. 50 381 (1958)
- 47) G. Hettinger and N. Starfelt: Arkiv for Fysik 14 497 (1958)
- 48) G. Hettinger and N. Starfelt: Acta Radiol. 53 73 (1960)
- 49) D. V. Cormack and D. G. Burke: Radiology 74 743 (1960)
- 50) 竹井 力: 日医放会誌 19 1266 (1963)
- 51) ICRU Report 10b: Physical aspects of irradiation pp. 76-86
(NBS Handbook 85, 1964)
- 52) G. K. Tetteh and D. V. Cormack: Health Phys. 11 763 (1965)
- 53) E. R. Epp and H. Weiss: Phys. Med. Biol. 11 225 (1966)
- 54) E. R. Epp and H. Weiss: Radiation Research 30 129 (1967)
- 55) R. G. Waggener, L. B. Levy and P. Zanca: Health Phys. 24 59
(1973)
- 56) J. W. Motz and C. E. Dick: Med. Phys. 2 259 (1975)
- 57) E. Storm, H. I. Israel and D. W. Lier: Bremsstrahlung emission
measurement from thick tungsten targets in the energy
range 12 to 300 keV, Los Alamos Scientific Laboratory
Report LA-4624, UC-34, Physics, TID-4500 (1971)
- 58) H. I. Israel, D. W. Lier and E. Storm: Nucl. Instr. and Meth. 91
141 (1971)
- 59) E. Storm and D. W. Lier: Health Phys. 23 73 (1972)
- 60) E. Storm, H. I. Israel and D. W. Lier: Advances in x-ray
analysis 15 339 (1973)
- 61) 杉本 博、神保昌夫、藤田仁志、斉藤雄督、吉田 宣、
高久祐治: 放射線像研究 4 211 (1974)
- 62) M. Marshall, L. H. J. Peaple, G. M. Ardran and H. E. Crooks: Brit. J.
Radiol. 48 31 (1975)

- 63) R. Birch, M. Marshall and L. H. J. Peaple: Phys. Med. Biol. 21 745
(1976)
- 64) R. Birch: Brit. J. Radiol. 49 951 (1976)
- 65) 上原周三、長 哲二、吉村 厚、吉永春馬: 九大医短部紀要
3 69 (1976)
- 66) M. Yaffe, K. W. Taylor and H. E. Johns: Med. Phys. 3 328 (1976)
- 67) G. Svahn: Diagnostic x-ray spectra (Thesis Univ. Lund 1977)
- 68) T. R. Fewell and R. E. Shuping: Med. Phys. 4 187 (1977)
- 69) K. E. Weaver, G. J. Barone and T. R. Fewell: Radiology 128 223
(1978)
- 70) T. Cho, S. Uehara, A. Yoshimura and H. Yoshinaga: Oral. Surg. 45
965 (1978)
- 71) T. R. Fewell and R. E. Shuping: Radiology 128 211 (1978)
- 72) T. R. Fewell and R. E. Shuping: Handbook of mammographic x-ray
spectra (HHS Publication (FDA) 79-8071, 1978)
- 73) G. F. Knoll: Radiation detection and measurement pp. 504-507
(John Wiley & Sons, 1979)
- 74) 坂本弘己、長 哲二、小山田 即: 九大医短部紀要 6 43
(1979)
- 75) W. W. Seelentag, W. Panzer, G. Drexler, L. Platz and F. Santner:
A catalogue of spectra for the calibration of dosimeters
(Gesellschaft fur Strahlen und Umweltforschung mbH
Munchen, 1979)
- 76) R. Birch, M. Marshall and G. M. Ardran: Catalogue of spectral
data for diagnostic x-rays (HPA, Scientific Report
Series 30, London, 1979)
- 77) G. A. Johnson and F. O' Foghludha: Med. Phys. 7 189 (1980)
- 78) F. O' Foghludha and G. A. Johnson: Phys. Med. Biol. 26 291
(1981)
- 79) R. J. Jennings, R. J. Eastgate, M. P. Siedband and D. L. Ergun: Med.

- Phys. 8 629 (1981)
- 80) 豊福不可依、小西圭介、神田重信: 歯放 22 31 (1982)
- 81) C. Yamaguchi, T. Yamamoto, H. Terada and M. Akisada: Phys. Med. Biol. 28 223 (1983)
- 82) D. J. Klein, H-P. Chan, E. P. Muntz, K. Doi, K. Lee, P. Chopelas, H. Bernstein and J. Lee: Med. Phys. 10 664 (1983)
- 83) E. P. Muntz, T. R. Fewell, R. J. Jennings and H. Bernstein: Med. Phys. 10 819 (1983)
- 84) 小西圭介: 放射線物理学 pp. 79-84 (中山書店 放射線医学大系 34巻 1984)
- 85) E. D. Castro, R. Pani, R. Pellegrini and C. Bacci: Phys. Med. Biol. 29 1117 (1984)
- 86) J. H. Hartman: Fortshr. Rontgenstr. 43 758 (1931)
- 87) H. Chantraine: Fortshr. Rontgenstr. 47 437 (1933)
- 88) G. Spiegler and G. Rudinger: Zeitschr. Techn. Phys. 18 164 (1937)
- 89) H. Nitka: Phys. Zeitschr. 39 436 (1938)
- 90) E. W. H. Selwyn: Photogr. J. 75 571 (1935)
- 91) R. H. Morgan: Am. J. Roentgenol. 88 175 (1962)
- 92) K. Rossmann: J. Opt. Soc. Amer. 52 774 (1962)
- 93) R. D. Moseley and J. H. Rust: Diagnostic radiologic instrumentation pp. 350-369 (Charles. C. Thomas, Springfield, USA 1965)
- 94) K. Doi, K. Rossmann and A. G. Haus: Photo. Sci. Eng. 21 269 (1977)
- 95) 文献14の第3章、第4章
- 96) 内田 勝、金森仁志、稲津 博: 放射線画像情報工学 (II) 第9章 (通商産業研究社 1980)
- 97) 内田 勝編: 放射線画像工学 3.1節、第4章 (オーム社、1986)
- 98) K. Doi, G. Holie, L. N. Loo, H. P. Chan, J. M. Sandrik, R. J. Jennings

- and R. F. Wagner: MTF's and Wiener spectra of radiographic screen-film system (Bureau of Radiological Health, Rockville, Maryland, USA 1982)
- 99) A. G. Haus, K. Doi, J. T. Chiles, K. Rossmann and R. A. Mintzer: Invest. Radiol. 10 43 (1975)
- 100) H. K. Genant, K. Doi and J. C. Mall: Invest. Radiol. 10 160 (1975)
- 101) H. K. Genant, K. Doi and J. C. Mall: Invest. Radiol. 11 486 (1976)
- 102) K. Doi and H. Imhof: Radiology 122 479 (1977)
- 103) 金森仁志: 日医放会誌 23 255 (1963)
- 104) H. Kanamori: J. Franklin Inst. 279 147, 246 and 347 (1965)
- 105) 青柳泰司: 日放技誌 21 1 (1965)
- 106) H. Kanamori: Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. 4 68 (1966)
- 107) 青柳泰司: 放射線像研究 3 110 (1973)
- 108) 青柳泰司: 診断用X線装置 pp. 102-115, 166-181, 194-255 (コロナ社 1979)
- 109) 松本政雄、金森仁志: 医用画像情報学会誌 4 12 (1987)
- 110) 金森仁志、松本政雄: 放射線 13 79 (1987)
- 111) 松本政雄、金森仁志: 医用画像情報学会誌 4 46 (1987)
- 112) 松本政雄、金森仁志: 医用画像情報学会誌 4 59 (1987)
- 113) H. Kanamori and M. Matsumoto: Phys. Med. Biol. 29 303 (1984)
- 114) 金森仁志、松本政雄: 日医放会誌 44 831 (1984)
- 115) H. Kanamori and M. Matsumoto: Phys. Med. Biol. 30 1087 (1985)
- 116) H. Kanamori and M. Matsumoto: Proc. XV Int. Conf. Med. Biol. Eng. & Int. Conf. Med. Phys., Symposium pl441 (Espoo, Finland 1985)
- 117) 文献97の 5.5節
- 118) 松本政雄、金森仁志、土井邦雄: 日本写真学会誌 49 287 (1986)

- 119) 松本政雄、金森仁志: 医用画像情報学会誌 4 95 (1987)
- 120) H. Kanamori, M. Matsumoto and H. Kubota: Phys. Med. Biol. 34 91 (1989)
- 121) G. A. Johnson and F. O'Foghludha: Radiology 127 511 (1978)
- 122) Y. Kodera, H-P. Chan and K. Doi: Phys. Med. Biol. 28 841 (1983)
- 123) 網川高美: X線撮影学入門 pp. 28-29 (医歯薬出版、1971)
- 124) W. W. Seelentag and W. Panzer: Phys. Med. Biol. 24 767 (1979)
- 125) J. J. Battista and M. J. Bronskill: Phys. Med. Biol. 23 1 (1978)
- 126) G. L. Simmons and J. H. Hubbell: Comparison of photon interaction cross section data sets VII, Biggs-Lighthill [Rev.] and ENDF/B. Tables II and III, NBSIR 73-241 (NBS, Washington D. C. 1973)
- 127) C. M. Lederer and V. S. Shirley (ed): Table of isotopes. (7th ed) pp. Appen. 10-11 (John Wiley & Sons, 1978)
- 128) C. S. Chen, K. Doi, C. Vyborny, H-P. Chan and G. Holje: Med. Phys. 7 627 (1980)
- 129) J. H. Hubbell and I. Φ verb Φ : J. Phys. Chem. Ref. Data 8 69 (1979)
- 130) H. Kanamori, N. Nakamori, K. Inoue and E. Takenaka: Phys. Med. Biol. 30 239 (1985)
- 131) H. W. Koch and J. W. Motz: Rev. Modern Phys. 31 920 (1959)
- 132) E. Storm: Phys. Rev. A5 2328 (1972)
- 133) R. Birch and M. Marshall: Phys. Med. Biol. 24 505 (1979)
- 134) Y. Ozaki, H. Yoshida, H. Kubota, H. Hayashi, M. Yamada, H. Kanamori and M. Matsumoto: Proc. Int. Cong. Photo. Sci. pp. 401-403 (International Academic Publishers, Beijin, 1990)
- 135) C. J. Vyborny, C. E. Metz, K. Doi and K. Rossmann: Radiology 125 811 (1977)
- 136) H. Kanamori: Jpn. J. Appl. Phys. 7 414 (1968)
- 137) 金森仁志: 日放技誌 33 508 (1977)

- 138) 金森仁志: 日放技誌 33 821 (1978)
- 139) 文献96の pp. 57-84
- 140) C. E. Shannon: Bell Syst. Tech. J. 27 379 (1948)
- 141) E. H. Linfoot: J. Photogr. Sci. 9 188 (1961)
- 142) 文献14の pp. 113-115
- 143) 金森仁志: 日医放会誌 23 579 (1963)
- 144) H. Kanamori: Acta Radiol. Diagnosis 4 463 (1966)
- 145) J. C. Dainty and R. Shaw: Image Science p55 (Academic Press, 1976)
- 146) 土井邦雄: 応用物理 34 663 (1965)
- 147) 文献14の pp. 310-319
- 148) C. J. Vyborny: Med. Phys. 6 39 (1979)